



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ Μ.Κ. & Α.Ε.

Εργαστήριο Αυτομάτου Ελέγχου

**Πειραματική Εύρεση Τροχιάς Στιγμαίου Κέντρου
Περιστροφής της Άρθρωσης Όμου, με Χρήση Καμερών
MoCap**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ
του
Νικολάου Δ. Βαζάτη

Επιβλέπων: Ευάγγελος Γ. Παπαδόπουλος
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα 2015

Αφιερώνεται
στον πατέρα μου

Περίληψη

Στην παρούσα διπλωματική εργασία διερευνάται ένα από τα σημαντικότερα χαρακτηριστικά της κινηματικής αρθρώσεων του ανθρώπινου σκελετικού συστήματος, αυτό του στιγμιαίου κέντρου περιστροφής. Η πειραματική μελέτη επικεντρώνεται στην εύρεση της τροχιάς στιγμιαίου κέντρου περιστροφής της σφαιρικής άρθρωσης ώμου, με χρήση συστήματος καμερών *Motion Capture* (MoCap).

Αρχικά, μελετήθηκε η σκελετική ανατομία της ωμικής άρθρωσης και η κινησιολογία του άνω άκρου. Ακολούθησε εξοικείωση με το σύστημα καμερών *MoCap* της *PhaseSpace* και συλλέχθηκαν πληροφορίες, ειδικά για τη λήψη μετρήσεων από ανθρώπινο σώμα καθώς και για τεχνικές βελτίωσης αυτών από τη διάδοση σφαλμάτων και θορύβου.

Για την εύρεση του στιγμιαίου κέντρου περιστροφής άκαμπτου σώματος, μελετήθηκαν οι *λειτουργικές μέθοδοι* ελαχίστων τετραγώνων των *Gamage-Lasenby*, αντιστάθμισης συστηματικών σφαλμάτων, τροποποιημένης μεθόδου μεσοκαθέτων (*Reuleaux*) των *Halvorsen et al.*, και η *μέθοδος μετασχηματισμού*, συμμετρικής εκτίμησης κέντρου περιστροφής. Παράλληλα, προτείνεται μια νέα μέθοδος εύρεσης της τροχιάς μεταβλητού κέντρου περιστροφής, για εφαρμογή σε εξωσκελετικά συστήματα ώμου. Στην προτεινόμενη μέθοδο, η εύρεση της τροχιάς των στιγμιαίων κέντρων περιστροφής, προκύπτει από την τομή των καθέτων στις εφαπτόμενες των τροχιών, που διαγράφουν οι δείκτες του συστήματος *MoCap*. Οι μετρήσεις θέσεως κατά την κίνηση του άκαμπτου σώματος στον τρισδιάστατο χώρο, αρχικά υποβιβάστηκαν σε μετρήσεις δύο διαστάσεων (κίνηση σε επίπεδο), με τη μέθοδο *Principal Component Analysis* (PCA).

Η αξιοπιστία των μεθόδων εύρεσης του στιγμιαίου κέντρου περιστροφής, ερευνήθηκε αρχικά με:

- Προσομοιώσεις, που προήλθαν από μοντέλο στο *Solidworks*, πέντε βαθμών ελευθερίας και μεταβλητού κέντρου περιστροφής.
- Μετρήσεις *MoCap* από κινούμενο φυσικό σώμα στο χώρο, ενός βαθμού ελευθερίας και σταθερού κέντρου περιστροφής.

Επιπλέον, εξάγονται συμπεράσματα από την εφαρμογή των μεθόδων σε μετρήσεις, που ελήφθησαν κατά την απαγωγή-προσαγωγή της γληνοβραχιόνιας άρθρωσης. Οι κινήσεις του άνω άκρου εκτελέστηκαν παράλληλα, κάθετα και ενδιάμεσα των ανατομικών επιπέδων που ορίζονται από το ανθρώπινο σώμα. Ακόμη, παρουσιάζεται μια εκτενής διερευνητική μελέτη των μεθόδων και των τεχνικών εύρεσης κέντρων περιστροφής της γληνοβραχιόνιας άρθρωσης, που χρησιμοποιούνται στις ερευνητικές περιοχές τις εμβιομηχανικής και της ρομποτικής.

Μελλοντική εργασία αποτελεί η υιοθέτηση ενός πρωτοκόλλου ταυτόχρονης επεξεργασίας μυοηλεκτρικών σημάτων και υπολογισμού της τροχιάς στιγμιαίων κέντρων περιστροφής, καθώς και η μελέτη της δυναμικής της άρθρωσης ώμου με σκοπό την υλοποίηση εξωσκελετικού μηχανισμού προσαρμοζόμενου κέντρου περιστροφής. Ο τελευταίος, θα μπορεί να χρησιμοποιηθεί στην αποκατάσταση ανθρώπων με μυϊκά και κινητικά προβλήματα των άνω άκρων.

Λέξεις Κλειδιά:

Εμβιομηχανική, Κινηματική, Ωμος, Γληνοβραχιόνια Άρθρωση, Τροχιά Στιγμιαίου Κέντρου Περιστροφής, Λειτουργικές Μέθοδοι, Μέθοδοι Μετασχηματισμού, Μοντέλα Μεταβλητών με Σφάλματα, Καταγραφή Κίνησης, Εξωσκελετοί, Αποκατάσταση.

Abstract

In this diploma thesis, one of the most important characteristics of joints kinematics found in human skeletal system, that of instantaneous center of rotation (ICoR), is investigated. The study is validated via experiments in finding the instantaneous center of rotation trajectory of the shoulder *ball-and-socket* joint using Motion Capture (MoCap) data.

At the beginning, the skeletal anatomy of the shoulder complex and the kinesiology of the upper extremity were studied. These were followed by familiarization with the PhaseSpace MoCap camera system and information acquisition, regarding measurements obtained from human motion in particular. In addition, improvement methods due to error and noise propagation in measurements were studied.

The *functional methods* of new least squares by Gamage-Lasenby, bias compensated least squares, modified method of bisectors (Reuleaux) by Halvorsen et al., and the *transformation method* SCoRE (Symmetrical CoR Estimation), were studied to find the ICoR of a rigid body. A new method was developed with application in shoulder exoskeletons that adopt a dynamic center of rotation. In the proposed method, the trajectory of shoulder ICoR, results as the intersection points between the perpendiculars to trajectories tangents, formed by the motion of MoCap led markers. The position measurements during rigid body movement in 3D space were initially reduced in two dimensions (planar movement) using *Principal Component Analysis* (PCA).

The reliability of the methods used to find the ICoR was researched as follows:

- Simulation measurements from a Solidworks model of five degrees of freedom (5-dof) and variable center of rotation were initially used.
- MoCap measurements taken from a rigid body, of 1-dof and fixed center of rotation, moving in real 3D space, were used.

The previous methods were applied in measurements obtained during abduction-adduction of the glenohumeral joint (*GHJ*). The movements of the upper extremity were conducted parallel, perpendicular and medial to the anatomical planes, defined by human body. Furthermore, an exploratory study between the most common methods of CoR estimation is performed, between the research fields of biomechanics and robotics.

Future work encompasses the adoption of a unified protocol combining the simultaneous processing of shoulder myoelectric signals and ICoR's computation, as well as a study on shoulder dynamics. This work will come in handy for the long term

goal which is the implementation of an exoskeleton mechanism with dynamic center of rotation. This mechanism could be used for rehabilitation purposes by people experiencing muscle and kinetic problems of their upper extremities.

Keywords:

Biomechanics, Kinematics, Shoulder, Glenohumeral Joint, Trajectory of Instantaneous Center of Rotation, Functional Methods, Transformation Methods, Error-in-Variables Models, Motion Capture, Exoskeletons, Rehabilitation.

Ευχαριστίες

Θα ήθελα να ευχαριστήσω ιδιαίτερώς τον επιβλέποντα Καθηγητή της διπλωματικής μου κ. Ευάγγελο Παπαδόπουλο, για την εμπιστοσύνη και ανοχή που έδειξε στο πρόσωπό μου, για τη συστηματική καθοδήγησή του σε όλα τα στάδια εκπόνησης της εργασίας, καθώς και για την πολύτιμη εκμάθηση της μεθοδικότητας και της προσέγγισής του στην αντιμετώπιση ακαδημαϊκών και ερευνητικών ζητημάτων.

Ιδιαίτερες ευχαριστίες θα ήθελα να αποδώσω στον Δρ. Ιωάννη Νταβλιάκο Διπλωματούχο Μηχανολόγο Μηχανικό του Εργαστηρίου Αυτομάτου Ελέγχου, για την αμέριστη υποστήριξη και βοήθεια που μου προσέφερε ως συνεπιβλέπων, καθ' όλη τη διάρκεια της διπλωματικής.

Θερμές ευχαριστίες θα ήθελα να δώσω στον Δρ. Νικόλαο Γαλάνη Διπλωματούχο Μηχανολόγο Μηχανικό, για τη βοήθειά του στο σχεδιασμό και την κατασκευή τεμαχίων που χρειάστηκαν στην εκτέλεση των πειραμάτων, καθώς και στον Υποψήφιο Διδάκτορα Κωνσταντίνο Νάνο Διπλωματούχο Χημικό Μηχανικό, για τις συζητήσεις που είχαμε με θέμα το αντικείμενο της παρούσας διπλωματικής.

Επιπλέον, θα ήθελα να ευχαριστήσω ξεχωριστά κάθε ένα μέλος του Εργαστηρίου Αυτομάτου Ελέγχου, που με την αδιάλειπτη εργασία και έρευνά τους αποτελούν κίνητρο και πηγή έμπνευσης για όλους.

Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω τους γονείς μου Δημήτρη και Ασπασία Βαζάτη που στέκονται στο πλευρό μου όλα αυτά τα χρόνια, για τη συνεχή συμπαράσταση και στήριξή τους.

Περιεχόμενα

Κατάλογος Σχημάτων	xiii
Κατάλογος Πινάκων	xvii
Συντημήσεις	xix
1 Εισαγωγή	1
1.1 Ιστορική Αναδρομή.....	1
1.2 Σκοπός - Κίνητρο Εργασίας.....	3
1.3 Βιβλιογραφική Ανασκόπηση	5
1.4 Δομή Εργασίας	7
2 Σκελετική Ανατομία και Κινηματική της Περιοχής Ωμου	9
2.1 Εισαγωγή.....	9
2.2 Ανατομία Ωμου	10
2.2.1 Στέρνο.....	10
2.2.2 Κλείδα	10
2.2.3 Ωμοπλάτη	11
2.2.4 Έσω-Περιφερικό Βραχιόνιο Οστό.....	13
2.3 Αρθροκινηματική Ωμου.....	14
2.3.1 Στερνοκλειδική Άρθρωση	15
2.3.2 Ακρωμιοκλειδική Άρθρωση	18
2.3.3 Ωμοπλατοθωρακική Άρθρωση.....	20
2.3.4 Γληνοβραχιόνια Άρθρωση.....	22
2.3.5 Συνολική Κινηματική του Ωμου κατά την Απαγωγή.....	30
2.4 Συμπεράσματα.....	33
3 Μελέτη Μεθόδων Υπολογισμού Κέντρων Περιστροφής	35
3.1 Εισαγωγή.....	35
3.2 Διερεύνηση Προσεγγίσεων.....	36
3.3 Λειτουργικές Μέθοδοι.....	39
3.3.1 Μέθοδος Gamage-Lasenby	39
3.3.2 Μέθοδος BCLS (Bias Compensated Least Squares)	41
3.3.3 Τροποποιημένη Μέθοδος Reuleaux.....	43

3.4	Μέθοδοι Μετασχηματισμών	44
3.4.1	Μέθοδος SCoRE (Symmetrical CoR Estimation)	44
3.5	Μέθοδος Γραμμικής Παλινδρόμησης	45
3.6	Μέθοδοι Εύρεσης Μεταβλητού Κέντρου Περιστροφής με Εφαρμογή σε Εξωσκελετούς Ωμου.....	46
4	Πειραματική Διάταξη και Απλοποιημένο Μοντέλο Άρθρωσης Ωμου στο Λογισμικό Solidworks	47
4.1	Εισαγωγή.....	47
4.2	Το Σύστημα Καταγραφής Κίνησης, Impulse	47
4.2.1	Το Σύστημα των Καμερών.....	48
4.2.2	Το Σύστημα των Δεικτών.....	49
4.2.3	Ο Εξυπηρετητής, το Λογισμικό και το Αρχείο C3D.....	51
4.3	Απλοποιημένο Μοντέλο Άρθρωσης Ωμου στο Λογισμικό Solidworks.....	52
4.3.1	Λογισμικό Solidworks.....	52
4.3.2	Μοντέλο Άρθρωσης Ωμου	53
5	Λήψη – Επεξεργασία Μετρήσεων και Αποτελέσματα	57
5.1	Τοποθέτηση Δεικτών	57
5.2	Προεπεξεργασία Μετρήσεων	62
5.2.1	Εξέταση Μετρήσεων ως προς Θόρυβο	62
5.2.2	Εύρεση Καλύτερου Επιπέδου Προσαρμογής (Best Fit Plane).....	65
5.3	Εξομάλυνση Μετρήσεων.....	69
5.4	Αποτελέσματα Κέντρων Περιστροφής	78
6	Συμπεράσματα και Μελλοντική Εργασία	89
6.1	Συμπεράσματα	89
6.2	Μελλοντική Εργασία.....	89
	Βιβλιογραφία	91

Κατάλογος Σχημάτων

Σχήμα 1-1. Τύποι αρθρώσεων σκελετικού συστήματος.	3
Σχήμα 1-2. ARMin III – Εξωσκελετικό σύστημα μεταβλητού κέντρου περιστροφής άρθρωσης ώμου.	4
Σχήμα 2-1. Οι αρθρώσεις του δεξιού συμπλέγματος ώμου.	9
Σχήμα 2-2. Πρόσθια Όψη Στέρνου.	10
Σχήμα 2-3. Δεξιά Κλείδα.	11
Σχήμα 2-4. Κάτοψη των δύο ώμων.	11
Σχήμα 2-5. Οπίσθια Όψη Ωμοπλάτης.	12
Σχήμα 2-6. Κάτοψη του δεξιού βραχίονα.	13
Σχήμα 2-7. Κινήσεις ωμοπλάτης.	15
Σχήμα 2-8. Κύρια επίπεδα σώματος.	16
Σχήμα 2-9. Κινήσεις δεξιάς στερνοκλειδικής άρθρωσης.	16
Σχήμα 2-10. Πρόοψη της ολίσθησης-κύλισης της κλείδας επί του στέρνου.	17
Σχήμα 2-11. Πίσω όψη κινηματικής της δεξιάς ακρωμιοκλειδικής άρθρωσης.	19
Σχήμα 2-12. Η ωμοπλατοθωρακική πρόταξη.	21
Σχήμα 2-13. Η ωμοπλατοθωρακική άνω στροφή.	22
Σχήμα 2-14. Γληνοβραχιόνια άρθρωση.	23
Σχήμα 2-15. Μηχανισμός στατικού κλειδώματος γληνοβραχιόνιας άρθρωσης.	24
Σχήμα 2-16. Κινηματική γληνοβραχιόνιας άρθρωσης.	25
Σχήμα 2-17. Κινηματική γληνοβραχιόνιας άρθρωσης κατά την πλάγια απαγωγή... ..	26
Σχήμα 2-18. Πλάγια όψη έκταση της γληνοβραχιόνιας άρθρωσης.	27
Σχήμα 2-19. Μοντέλο γληνοβραχιόνιας άρθρωσης.	29
Σχήμα 2-20. Πλάγια όψη απαγωγής του βραχίονα στο πρόσθιο επίπεδο και στο επίπεδο της ωμοπλάτης.	29
Σχήμα 2-21. Ωμοπλατοβραχιόνιος ρυθμός 2:1.	31
Σχήμα 2-22. Μηχανισμός προς τα πίσω περιστροφής της δεξιάς κλείδας.	31
Σχήμα 3-1. Απεικόνιση κέντρου περιστροφής άρθρωσης (ιδανική και πραγματική περίπτωση).	37

Σχήμα 3-2. Τροχιά μετατόπισης κεφαλής βραχίονα κατά την ανύψωση του άνω άκρου [20].	38
Σχήμα 3-3. Απεικόνιση μεθόδου Gamage-Lasenby.	39
Σχήμα 3-4. Ορισμοί διανυσμάτων \mathbf{v} , \mathbf{u} και \mathbf{m}_0 .	41
Σχήμα 4-1. Ημικυκλική διάταξη 8 καμερών συστήματος Impulse (δύο τετράδες καμερών A1-A4 και B1-B4).	49
Σχήμα 4-2. Στοιχεία του συστήματος Impulse. Διακρίνονται ο server, το LDU και το LBS.	50
Σχήμα 4-3. Ισομετρική έποψη σχεδιασμένου πειραματικού χώρου.	53
Σχήμα 4-4. Μοντέλο κάμερας PhaseSpace.	53
Σχήμα 4-5. Σύνδεσμοι του μοντέλου άρθρωσης ώμου.	54
Σχήμα 4-6. Βάση Plexiglas των ψευδο-LEDs A, B, C.	54
Σχήμα 4-7. Πλάγια απαγωγή μηχανισμού (GCS - Παγκόσμιο Σ.Σ. / LCS - Τοπικό Σ.Σ.).	55
Σχήμα 4-8. Προγραμματισμός πλάγιας απαγωγής-προσαγωγής.	56
Σχήμα 4-9. Γράφημα συμβάντων απαγωγής-προσαγωγής συναρτήσει του χρόνου.	56
Σχήμα 4-10. Τροχιές των ψευδο-LEDs και των στιγμιαίων κέντρων περιστροφής βραχίονα.	56
Σχήμα 5-1. Προτεινόμενες θέσεις δεικτών.	58
Σχήμα 5-2. Πλάγια-πίσω όψη διάταξης LED.	60
Σχήμα 5-3. Πλάγια-πρόσθια όψη διάταξης LED.	60
Σχήμα 5-4. Περιστρεφόμενος δίσκος ενός βαθμού ελευθερίας.	62
Σχήμα 5-5. Διάσταση x ακίνητου LED a, στο πεδίο του χρόνου.	63
Σχήμα 5-6. Διάσταση y ακίνητου LED a, στο πεδίο του χρόνου.	63
Σχήμα 5-7. Διάσταση z ακίνητου LED a, στο πεδίο του χρόνου.	64
Σχήμα 5-8. Διάσταση x ακίνητου LED a, στο πεδίο της συχνότητας.	64
Σχήμα 5-9. Διάσταση y ακίνητου LED a, στο πεδίο της συχνότητας.	65
Σχήμα 5-10. Διάσταση z ακίνητου LED a, στο πεδίο της συχνότητας.	65
Σχήμα 5-11. Καλύτερο επίπεδο προσαρμογής, κατά την απαγωγή-προσαγωγή μοντέλου Solidworks.	67
Σχήμα 5-12. Καλύτερο επίπεδο προσαρμογής περιστρεφόμενου δίσκου, γύρω από σταθερό σημείο.	67
Σχήμα 5-13. Καλύτερο επίπεδο προσαρμογής, κατά την έκταση-προέκταση του χεριού.	68
Σχήμα 5-14. Καλύτερο επίπεδο προσαρμογής, κατά την απαγωγή-προσαγωγή του χεριού.	68
Σχήμα 5-15. Συνιστώσα X των τροχιών τριών ψεύδο-LEDs, μοντέλου Solidworks.	70
Σχήμα 5-16. Συνιστώσα Z των τροχιών τριών ψεύδο-LEDs, μοντέλου Solidworks.	71
Σχήμα 5-17. Συναρτήσεις $\cos(x)$ και $\sin(-x)$.	71

Σχήμα 5-18. Συνιστώσα V_x της ταχύτητας των τριών ψεύδο-LEDs, μοντέλου Solidworks.....	72
Σχήμα 5-19. Συνιστώσα V_z της ταχύτητας των τριών ψεύδο-LEDs, μοντέλου Solidworks.....	73
Σχήμα 5-20. Μέτρο συνισταμένης V της ταχύτητας των τριών ψεύδο-LEDs, μοντέλου Solidworks.....	73
Σχήμα 5-21. Συνιστώσα X των τροχιών τριών LEDs, περιστρεφόμενου δίσκου.	74
Σχήμα 5-22. Συνιστώσα Z των τροχιών τριών LEDs, περιστρεφόμενου δίσκου.....	74
Σχήμα 5-23. Μέτρο συνισταμένης V της ταχύτητας των τριών LEDs, περιστρεφόμενου δίσκου.	75
Σχήμα 5-24. Συνιστώσα Z των τροχιών τριών LEDs, κατά την έκταση-προέκταση του βραχίονα.	76
Σχήμα 5-25. Λεπτομέρεια Σχ. 5-24.	76
Σχήμα 5-26. Συνιστώσα X των τροχιών τριών LEDs, κατά την έκταση-προέκταση του βραχίονα.	77
Σχήμα 5-27. Μέτρο συνισταμένης V της ταχύτητας των τριών LEDs, κατά την έκταση-προέκταση του βραχίονα.	77
Σχήμα 5-28. Τρόποι εύρεσης στιγμιαίου κέντρου περιστροφής άκαμπτου σώματος, αναλόγως της κατεύθυνσης των διανυσμάτων ταχύτητας.....	78
Σχήμα 5-29. Γραφική απεικόνιση διανυσμάτων ταχύτητας, κατά μήκος της τροχιάς που διέγραψε το ψεύδο-LED A, του Solidworks μοντέλου.....	79
Σχήμα 5-30. Σημείο τομής μεταξύ άξονα 1HDof και 3HDof (κεφαλή βραχίονα).....	79
Σχήμα 5-31. Στιγμιαία κέντρα περιστροφής κατά την πλάγια απαγωγή μοντέλου..	80
Σχήμα 5-32. Παράδειγμα επεξήγησης των αποτελεσμάτων της 1ης περίπτωσης μελέτης (μοντέλο Solidworks).....	81
Σχήμα 5-33. Στιγμιαία κέντρα περιστροφής, κατά την περιστροφή δίσκου ενός βαθμού ελευθερίας.....	82
Σχήμα 5-34. Ιστόγραμμα και συνάρτηση κατανομής συντεταγμένης X , των στιγμιαίων κέντρων περιστροφής.	83
Σχήμα 5-35. Ιστόγραμμα και συνάρτηση κατανομής συντεταγμένης Z , των στιγμιαίων κέντρων περιστροφής.	83
Σχήμα 5-36. Κανονικοποιημένο νέφος στιγμιαίων κέντρων περιστροφής για $\mu_x = \mu_z = 0$	84
Σχήμα 5-37. Στιγμιαία κέντρα περιστροφής γληνοβραχιόνιας άρθρωσης, κατά την έκταση-προέκταση του βραχίονα.....	84
Σχήμα 5-38. Στιγμιαία κέντρα περιστροφής γληνοβραχιόνιας άρθρωσης, κατά την απαγωγή-προσαγωγή του βραχίονα.....	85
Σχήμα 5-39. Στιγμιαία κέντρα περιστροφής γληνοβραχιόνιας άρθρωσης, κατά την άνοδο-κάθοδο του βραχίονα σε επίπεδο μεταξύ του μετωπιαίου (coronal) και του οβελιαίου (sagittal) επιπέδου.....	85
Σχήμα 5-40. Εξελιγμένες συνήθων καμπυλών.....	86
Σχήμα 5-41. Προσαρμογή τροχιών σε ελλείψεις και κέντρα αυτών (πειραματικά δεδομένα απαγωγής-προσαγωγής).....	86

Κατάλογος Πινάκων

Πίνακας 5-1. Συστήματα συντεταγμένων αρθρώσεων.....	59
---	----

Συντμήσεις

β.ε. βαθμός ελευθερίας

Εν. Ενότητα

Κεφ. Κεφάλαιο

σελ. σελίδα

Σ.Σ. Σύστημα Συντεταγμένων

Σχ. Σχήμα

1HDof 1st Humerus Degree of freedom

2HDof 2nd Humerus Degree of freedom

3HDof 3rd Humerus Degree of freedom

ACJ AcromioClavicular Joint

CoR Center of Rotation

GCS Global Coordinate System

GCVS Generalized Cross Validation Splines

GHJ GlenoHumeral Joint

ICoR Instantaneous Center of Rotation

LBS LED BaseStation

LCS Local Coordinate System

LDU LED Driver Unit

LED Light Emmiting Diode

MoCap Motion Capture

PCA Principal Component Analysis

SCJ SternoClavicular Joint

1 Εισαγωγή

1.1 Ιστορική Αναδρομή

Η συνδρομή του μηχανικού στην αντιμετώπιση παραδοσιακά ιατρικών ζητημάτων, έχει οδηγήσει στην ανάπτυξη νέων τεχνολογιών διάγνωσης και θεραπείας μέσα από το ευρύ ερευνητικό πεδίο της βιοϊατρικής μηχανικής (*biomedical engineering*). Ο τομέας της βιοϊατρικής μηχανικής, που μελετά την κίνηση του ανθρώπινου σώματος και τις αιτίες που την προκαλούν, ονομάζεται εμβιομηχανική (*biomechanics*). Γενικότερα, ο όρος εμβιομηχανική έχει οριστεί ως, *η μελέτη της κίνησης ζωντανών οργανισμών χρησιμοποιώντας την επιστήμη της μηχανικής* [12]. Μέχρι τα μέσα της δεκαετίας του 1960, η εμβιομηχανική θεωρούνταν ταυτόσημη με την κινησιολογία. Από τότε —με ορόσημο την ίδρυση του *Journal of Biomechanics* το 1968— έως και σήμερα, η έρευνα στην εμβιομηχανική εξελίσσεται ανεξάρτητα.

Οι πρώτες προσπάθειες μελέτης της μηχανικής βιολογικών συστημάτων και οργανισμών, ξεκινούν ήδη από τα χρόνια της αρχαιότητας. Ο Αριστοτέλης μέσα από τις πραγματείες του *Περί ζώων κινήσεως* και *Περί πορείας ζώων*, επιχείρησε να περιγράψει μέσω γεωμετρικής ανάλυσης, τη μηχανική δράση των μυών που είναι υπεύθυνοι για την κίνηση των ζώων. Ωστόσο, πατέρας της εμβιομηχανικής θεωρείται από πολλούς ο Λ. Ντα Βίντσι, ο οποίος έδωσε τις πρώτες ακριβείς περιγραφές των *ball-and-socket* αρθρώσεων, όπως ο ώμος και το ισχίο, δίνοντας στο τελευταίο το όνομα *polo dell'omo*, δηλαδή πόλος του ανθρώπου [8]. Από τους πρωτοπόρους της εμβιομηχανικής ήταν και ο Τ. Μπορέλλι, μαθηματικός ο οποίος μελέτησε τη δυναμική σωμάτων, τη σύσπαση μυών, την κίνηση ζώων (*On the Motion of Animals*) και την κίνηση της καρδιάς και των εντέρων.

Ειδικότερα, η ανάλυση της κίνησης του ανθρώπινου σώματος περιλαμβάνει τις εξής κατηγορίες μετρήσεων: ανθρωπομετρικές, χωρικές-χρονικές, κινηματικές, κινητικές και μυοηλεκτρικές μετρήσεις. Κατά τις ανθρωπομετρικές μετρήσεις λαμβάνονται παράμετροι όπως μήκη, μάζες, κέντρα μαζών, κέντρα περιστροφής και ροπές αδράνειας των κινούμενων τμημάτων. Με τις χωρικές-χρονικές μετρήσεις λαμβάνονται πληροφορίες όπως ο ρυθμός, η τροχιά και ο χρόνος εκτέλεσης των κινήσεων. Στην κινηματική μελέτη

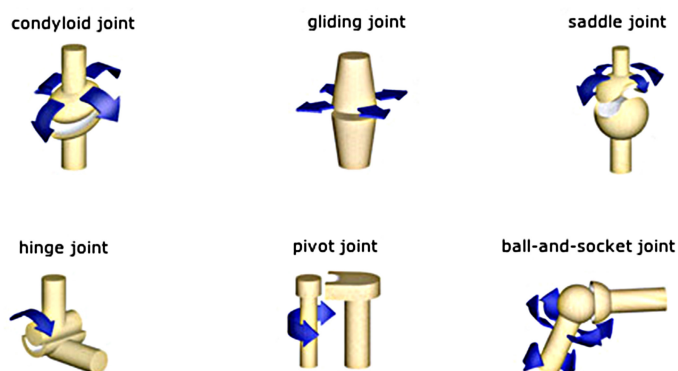
των μελών και των αρθρώσεων του σώματος, ενδιαφερόμαστε για τη θέση, τη γωνία, καθώς και για τις γραμμικές ή γωνιακές ταχύτητες και επιταχύνσεις. Οι κινητικές μετρήσεις αναλύουν δεδομένα όπως, οι εξωτερικές δυνάμεις που επενεργούν στο σώμα, ενώ διερευνώνται οι εσωτερικές δυνάμεις και ροπές που συντελούν στην κίνηση. Τέλος, για την ολοκληρωμένη μελέτη της δυναμικής των αρθρώσεων και τον έλεγχο της κίνησης, καταγράφονται ηλεκτρικά σήματα, υπεύθυνα για τη σύσπαση των μυών και την εκατέρωθεν άσκηση δυνάμεων, μέσω μυοηλεκτρικών μετρήσεων.

Η ερευνητική δραστηριότητα που επιτελείται για τον υπολογισμό και τη συλλογή των προηγούμενων παραμέτρων, με τη μέγιστη δυνατή ακρίβεια, παρουσιάζει ευρύτατο πεδίο εφαρμογών στην ιατρική, στον αθλητισμό, στην εργονομία, στα γραφικά υπολογιστών και στη ρομποτική. Από τη σκοπιά της ρομποτικής, με τη χρήση μυοσκελετικών μοντέλων και βασικών αρχών της εμβιομηχανικής, στόχος αποτελεί η ανάπτυξη μεθόδων για την αλληλεπίδραση ανθρώπου-μηχανής, η αποκατάσταση νευρο-μυοσκελετικών παθήσεων, η φυσική κίνηση ανθρωποειδών ρομπότ, ο σχεδιασμός και ο έλεγχος προσθετικών και ορθωτικών-εξωσκελετικών μηχανισμών.

Ειδικότερα, προκειμένου να υπολογισθούν ανθρωπομετρικές παράμετροι όπως είναι τα κέντρα περιστροφής των αρθρώσεων, απαιτούνται ηλεκτρονικές διατάξεις καταγραφής της θέσης του ανθρώπινου σώματος, κατά την εκτέλεση διάφορων μοτίβων κίνησης. Για το σκοπό αυτό, έχουν αναπτυχθεί ποικίλες μέθοδοι και συσκευές για την καταγραφή και την ανάλυση της κίνησης, όπως η στερεο-φωτογραμμετρία, τα ηλεκτρο-γωνιόμετρα και επιταχυνσιόμετρα, οι ηλεκτρομαγνητικές συσκευές παρακολούθησης, καθώς και συστήματα που έχουν κατεξοχήν ιατρική εφαρμογή, όπως η μαγνητική τομογραφία (*Magnetic Resonance Imaging*), η αξονική τομογραφία (*Computed Tomography*), οι ακτίνες X (*X-rays*), και η ακτινοσκόπηση (*Fluoroscopy*). Παράλληλα, τις τελευταίες δεκαετίες έχουν αναπτυχθεί και εξελιχθεί, ιδιαιτέρως ακριβή ηλεκτρονικά συστήματα με κάμερες και κατάλληλους δείκτες αναγνώρισης θέσης, που ενσωματώνουν την οπτο-ηλεκτρονική τεχνολογία, με ευρεία απήχηση στις κοινότητες της εμβιομηχανικής και της ρομποτικής. Ωστόσο, η ανάγκη για ακόμα μεγαλύτερη ακρίβεια και ευελιξία στις μεθόδους συλλογής κινηματικών και δυναμικών δεδομένων, έχει οδηγήσει στην προσπάθεια ανάπτυξης νέων συστημάτων, όπου δεν απαιτείται η χρήση δεικτών ή εργαστηριακό περιβάλλον [17].

Κατά τη κινηματική και δυναμική ανάλυση, το σκελετικό σύστημα του ανθρώπου, μοντελοποιείται ως σύνολο κινηματικών αλυσίδων άκαμπτων συνδέσμων (οστά), που ενώνονται μεταξύ τους με μηχανικές αρθρώσεις. Στη βιβλιογραφία δεν καταγράφεται ο ακριβής αριθμός οστών και αρθρώσεων, μιας και αυτό εξαρτάται από την ηλικία του ατόμου.

Ωστόσο, ο μέσος ενήλικας άνθρωπος έχει περίπου 206 οστά¹, ενώ ο αριθμός των αρθρώσεων δεν είναι σαφής. Οι αρθρώσεις παρέχουν την απαραίτητη στήριξη, προστασία και ευελιξία στην κίνηση του ανθρώπου και διακρίνονται (Σχ. 1-1) σε στροφικές (*hinge-pivot*)², σφαιρικές (*ball-and-socket*), σελλοειδείς (*saddle*)³, ελλειπτικές (*condyloid*) και ολισθαίνουσες (*gliding*).



Σχήμα 1-1. Τύποι αρθρώσεων σκελετικού συστήματος.

Στην παρούσα εργασία εστιάζουμε στη σφαιρική άρθρωση του ώμου, μία από τις πιο ιδιαίτερες και πολύπλοκες αρθρώσεις. Η ωμική μαζί με την ισχιακή άρθρωση, αποτελούν τις μόνες σφαιρικές αρθρώσεις του σκελετικού συστήματος. Στο πεδίο της ρομποτικής, η έρευνα γύρω από την άρθρωση του ώμου εκτείνεται από την ανάπτυξη κινηματικών και δυναμικών μοντέλων, έως το σχεδιασμό και τον έλεγχο ορθωτικών-εξωσκελετικών συστημάτων. Ωστόσο, βασική ιδιομορφία της ωμικής άρθρωσης κατά την κίνηση του άνω άκρου, αποτελεί το μεταβλητό κέντρο περιστροφής του γύρω από αυτή, καθιστώντας την κινηματική και δυναμική ανάλυση πολύπλοκότερες.

1.2 Σκοπός – Κίνητρο Εργασίας

Κύριος σκοπός της εργασίας είναι, η πειραματική εύρεση της τροχιάς του κέντρου περιστροφής της ωμικής άρθρωσης. Με την αναλυτική περιγραφή της τροχιάς του κέντρου περιστροφής, επιτυγχάνεται η ρεαλιστική κίνηση γραφικών μοντέλων —στη

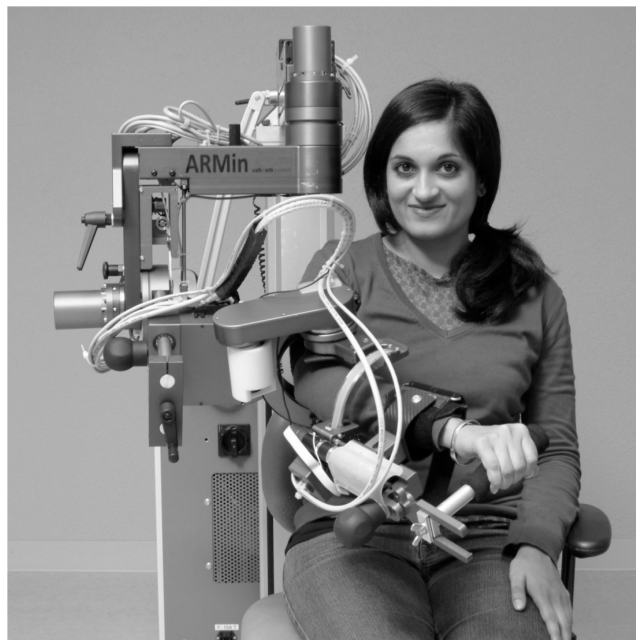
¹ 206 bones. “The 206 Bones of the Human Body,” [www.cs.rpi.edu](http://www.cs.rpi.edu/~kleine/anatomy/bones.html). [Online]. Available: <http://www.cs.rpi.edu/~kleine/anatomy/bones.html> [Accessed: Mar. 7, 2015].

² hinge-pivot. “Types of Synovial Joints [1],” [visual.merriam-webster.com](http://visual.merriam-webster.com/human-being/anatomy/skeleton/types-synovial-joints_1.php). [Online]. Available: http://visual.merriam-webster.com/human-being/anatomy/skeleton/types-synovial-joints_1.php [Accessed: Mar. 7, 2015].

³ saddle. “Types of Synovial Joints [2],” [visual.merriam-webster.com](http://visual.merriam-webster.com/human-being/anatomy/skeleton/types-synovial-joints_2.php). [Online]. Available: http://visual.merriam-webster.com/human-being/anatomy/skeleton/types-synovial-joints_2.php [Accessed: Mar. 7, 2015].

βιομηχανία του θεάματος— ή εξωσκελετικών συστημάτων, στα πρότυπα της ωμικής κίνησης του ανθρώπου. Ειδικά στους εξωσκελετούς, με αυτή την προσέγγιση μπορεί να επιτευχθεί σε εξαιρετικό βαθμό, η ελαχιστοποίηση της ασυμβατότητας μεταξύ των κινήσεων του χρήστη και του μηχανισμού. Σε αντίθετη περίπτωση, αδυναμία σύγκλισης μεταξύ των ανατομικών και μηχανικών αξόνων είναι δυνατό να επιφέρει μεταφορά μεγάλων δυνάμεων από τον εξωσκελετό στο χρήστη. Κάτι τέτοιο θα είχε ως αποτέλεσμα τη συμπίεση μαλακών ιστών του σκελετικού συστήματος, καθιστώντας την αλληλεπίδραση μεταξύ εξωσκελετού και χρήστη επώδυνη και δυσχερή.

Τέτοιοι εξωσκελετικοί μηχανισμοί, μπορούν να χρησιμοποιηθούν στον ιατρικό τομέα, όπου απαιτείται εκπαίδευση εκτέλεσης κινήσεων (Σχ. 1-2), από ασθενείς που πάσχουν από νευρο-μυοσκελετικές παθήσεις, με σκοπό την ταχύτερη αποκατάστασή τους και σε περιπτώσεις όπου απαιτείται αύξηση των δυνατοτήτων του μυοσκελετικού συστήματος του ανθρώπου, μέσω τηλεχειρισμού (εξωσκελετοί τύπου master-slave). Παραδείγματα τέτοιων περιπτώσεων απαντώνται στον κατασκευαστικό τομέα για τη μεταφορά υψηλών φορτιών, στον τομέα προστασίας του πολίτη για την αντιμετώπιση δυσμενών συνθηκών από τα συνέργεια διάσωσης, καθώς και στο στρατιωτικό τομέα.



Σχήμα 1-2. ARMin III - Εξωσκελετικό σύστημα μεταβλητού κέντρου περιστροφής άρθρωσης ώμου.

Το Εργαστήριο Αυτομάτου Ελέγχου, διαθέτει το οπτο-ηλεκτρονικό σύστημα καμερών καταγραφής κίνησης Impulse, της εταιρείας PhaseSpace. Σε αυτό εκτελέστηκαν πειράματα, με σκοπό τη λήψη δεδομένων θέσης (σήματα), από κατάλληλα προσαρμοσμένους δείκτες (*led markers*) στο άνω άκρο. Προτείνεται ένας νέος αλγόριθμος εύρεσης μεταβλητού κέντρου περιστροφής της ωμικής άρθρωσης, στον οποίο απαιτείται ο υπολογισμός της ταχύτητας, ως παράγωγος των διανυσμάτων θέσης που λαμβάνονται

από τους δείκτες της PhaseSpace. Το στιγμιαίο κέντρο περιστροφής της άρθρωσης, ορίζεται ως το σημείο τομής μεταξύ των καθέτων στα διανύσματα ταχυτήτων των δεικτών. Καθώς τα προερχόμενα από το σύστημα σήματα είναι επιμολυσμένα με θόρυβο, η διαφόριση των διανυσμάτων θέσης αυξάνει τα επίπεδα θορύβου, με αποτέλεσμα την αλλοίωση στον υπολογισμό των στιγμιαίων κέντρων περιστροφής. Γι' αυτό το λόγο, αρχικός στόχος είναι η σύγκριση γνωστών μεθόδων αποθορυβοποίησης των σημάτων, που ελήφθησαν από το σύστημα.

Ωστόσο, στη μελέτη επί δημοσιεύσεων προερχόμενων, τόσο από τον τομέα της εμβιομηχανικής όσο και της ρομποτικής ειδικά για την κατασκευή εξωσκελετικών συστημάτων της άρθρωσης του ώμου, παρατηρήθηκε ένα κενό. Το κενό αυτό, αφορά απευθείας τον υπολογισμό κέντρου περιστροφής, καθώς στον ερευνητικό τομέα της εμβιομηχανικής, οι αλγόριθμοι που έχουν αναπτυχθεί αφορούν κινήσεις μικρής έκτασης του άνω άκρου και θεωρούν το κέντρο περιστροφής του ώμου ως σταθερό σημείο. Αντιθέτως, για το σχεδιασμό εξωσκελετικών συστημάτων του άνω άκρου με μεταβλητό κέντρο περιστροφής, χρησιμοποιούνται ελάχιστα οι προηγούμενοι αλγόριθμοι, ενώ δεν γίνεται σύγκριση των μεθόδων που χρησιμοποιούνται για την εύρεση της τροχιάς των στιγμιαίων κέντρων περιστροφής. Βάσει των ιδιοτήτων της κινηματικής του ώμου, στόχος είναι η γεφύρωση των δύο προσεγγίσεων και η διερευνητική μελέτη των διαθέσιμων αλγόριθμων ειδικά για μεταβλητό κέντρο περιστροφής της άρθρωσης ώμου. Αυτό το βήμα είναι αναγκαίο για την εξαγωγή συμπερασμάτων πριν από τον σχεδιασμό εξωσκελετικών διατάξεων, που ενσωματώνουν την πληροφορία του ανατομικού κέντρου περιστροφής άρθρωσης ώμου.

1.3 Βιβλιογραφική Ανασκόπηση

Για την κατανόηση και την εμβάθυνση του αντικειμένου της παρούσας διπλωματικής εργασίας μελετήθηκαν δημοσιεύσεις και βιβλία, ενώ πληροφορίες αντλήθηκαν και από ιστοσελίδες του διαδικτύου. Προς διευκόλυνση του αναγνώστη, η παράθεση των βιβλιογραφικών αναφορών έχει χωριστεί σε τρεις θεματικές ενότητες, οι οποίες παρουσιάζονται στη συνέχεια.

Από τις πρώτες προκλήσεις, ήταν η εξοικείωση με την ιατρική ορολογία και την πλήρη κατανόηση της σκελετικής ανατομίας του ωμικού αρθρικού συμπλέγματος. Γι' αυτόν το σκοπό, στην πρώτη θεματική ενότητα παρουσιάζονται οι πηγές ανατομίας που χρειάστηκε να μελετηθούν, σε συνδυασμό με πηγές που αφορούν την μοντελοποίηση και την περιγραφή της κινηματικής του ώμου. Στη συνέχεια, παρατίθενται αναφορές που αποσκοπούν στην ευρεία κάλυψη των μεθόδων και των τεχνικών που χρησιμοποιούνται για την εύρεση κέντρων περιστροφής των αρθρώσεων, μέχρι και σήμερα. Τέλος,

περιλαμβάνονται πηγές οι οποίες πραγματεύονται τον σχεδιασμό και την υλοποίηση εξωσκελετικών συστημάτων που υιοθετούν μεταβλητό κέντρο περιστροφής άρθρωσης ώμου.

Σκελετική Ανατομία του Ωμου – Μοντελοποίηση

Από τα πιο δημοφιλή βιβλία για τη διεξοδική μελέτη ειδικά της ανατομίας του ώμου και του άνω άκρου είναι τα [6], [21], [26], [29]. Ορόσημο στη μελέτη του ώμου με ιδιαίτερα μεγάλο ιστορικό ενδιαφέρον είναι το έργο του Codman [4] ο οποίος για πρώτη φορά εισήγαγε μεταξύ άλλων, τον όρο του ωμοπλατιαίου ρυθμού (*scapulohumeral rhythm*)⁴. Με αυτόν τον όρο περιγράφεται η συντονισμένη περιστροφική κίνηση της ωμοπλάτης η οποία συνοδεύει την ανύψωση του βραχίονα και συντελεί καθοριστικά στη μετατόπιση του κέντρου περιστροφής της άρθρωσης. Οι πρώτες μετρήσεις που έγιναν για τον προσδιορισμό του ωμοπλατιαίου ρυθμού παρουσιάζονται στο [13]. Η έρευνα κατέληξε ότι η συνεισφορά του βραχιόνιου οστού και της ωμοπλάτης κατά την ανύψωση του άνω άκρου γίνεται με μια αναλογία περίπου 2:1. Η αναλογία αυτή έχει επικρατήσει ως χρυσό πρότυπο μέχρι και σήμερα. Κατά το παρελθόν έχουν αναπτυχθεί διάφορα κινηματικά μοντέλα του ώμου. Διακρίνονται⁵ σε μοντέλα συνδεδεμένων τμημάτων στο επίπεδο [20], μοντέλα συνδεδεμένων τμημάτων στο χώρο [30] και σε νευρο-μυοσκελετικά μοντέλα [31].

Μέθοδοι και Τεχνικές Εύρεσης Κέντρων Περιστροφής Αρθρώσεων

Αρχικά, για την διαδικασία εύρεσης παραμέτρων της κίνησης άκαμπτου σώματος με τη χρήση οπτικών μεθόδων, πληροφορίες αντλήθηκαν από τις δημοσιεύσεις [3], [32], [34], [5], [22] και από τις Διπλωματικές Εργασίες των Γ. Πατσιάνη [37] και Η. Γοναλάκη [36].

Εξωσκελετοί Άνω Άκρου με Μεταβλητό κέντρο Περιστροφής Άρθρωσης Ωμου

Κατά τη διερευνητική μελέτη μεταξύ των μεθόδων εύρεσης στιγμιαίων κέντρων περιστροφής άρθρωσης ώμου, μελετήθηκαν οι μέθοδοι και οι τεχνικές που έχουν χρησιμοποιηθεί κατά το παρελθόν, για την αξιοποίηση του μεταβλητού κέντρου περιστροφής σε εξωσκελετικά συστήματα όπως τα [23], [20], [14], [35].

⁴ scapulohumeral rhythm. “Medical Dictionary for the Health Professions and Nursing.” www.thefreedictionary.com. [Online]. Available: <http://medical-dictionary.thefreedictionary.com/scapulohumeral+rhythm> [Accessed: Mar. 7, 2015].

⁵ D. Veeger, E. Chadwick, J. Harlaar, “Modelling of the upper extremities and the use of these models in movement analysis,” Seminar 13th ESMAC Meeting, Warsaw. pp 5. [Online]. Available: http://internationalshouldergroup.org/files/esmac_versie_3_opt.pdf. [Accessed: Mar. 7, 2015].

1.4 Δομή Εργασίας

Στην παρούσα ενότητα, περιγράφεται η δομή της διπλωματικής εργασίας, ώστε ο αναγνώστης να αποκτήσει μια εποπτική εικόνα των θεμάτων που πραγματεύεται κάθε κεφάλαιο.

Στο Κεφάλαιο 2, γίνεται λεπτομερής περιγραφή της σκελετικής ανατομίας του ώμου και παρουσιάζονται το εύρος και τα είδη των κινήσεων που εκτελούνται από την ωμική άρθρωση.

Στο Κεφάλαιο 3, ο αναγνώστης εισάγεται αρχικά στην αναλυτική περιγραφή γνωστών μεθόδων εύρεσης κέντρων περιστροφής αρθρώσεων του σκελετικού συστήματος, ενώ στη συνέχεια συγκρίνονται και εξάγονται συμπεράσματα σχετικά με την καταλληλότητα τους ειδικά για την περίπτωση μεταβλητού κέντρου περιστροφής της ωμικής άρθρωσης. Η εισαγωγή γίνεται σε δύο στάδια. Πρώτα παρουσιάζονται οι μέθοδοι που χρησιμοποιούνται στον ερευνητικό τομέα της εμβιομηχανικής και στη συνέχεια οι μέθοδοι-τεχνικές που χρησιμοποιούνται κατά την έρευνα ανάπτυξης εξωσκελετικών συστημάτων ειδικά για την ωμική άρθρωση. Σε αυτό το δεύτερο στάδιο προτείνεται μια νέα μέθοδος εύρεσης της τροχιάς στιγμιαίου κέντρου περιστροφής της άρθρωσης ώμου.

Στο Κεφάλαιο 4, παρουσιάζεται η διάταξη του οπτο-ηλεκτρονικού συστήματος Impulse της PhaseSpace με την οποία εκτελέστηκαν τα πειράματα καταγραφής κίνησης του άνω άκρου. Στην προς διερεύνηση μέθοδο εύρεσης μεταβλητού κέντρου περιστροφής που προτείνεται, απαιτείται ο προσδιορισμός της ταχύτητας μέσω διαφορίσης των θέσεων, που λαμβάνονται κατά την καταγραφή της κίνησης. Ωστόσο είναι πιθανό, οι μετρήσεις να είναι επιμολυσμένες με θόρυβο. Κάτι τέτοιο αποτελεί καθοριστικό πρόβλημα στον υπολογισμό της παραγώγου. Γι' αυτό, αρχικά ελέγχεται η ύπαρξη σφαλμάτων και θορύβου, που είναι πιθανό να επηρεάζουν τις μετρήσεις και στη συνέχεια παρουσιάζεται η μέθοδος *generalized cross validation splines*, που χρησιμοποιήθηκε για την εξομάλυνση των σημείων θέσης.

Στο Κεφάλαιο 5 παρουσιάζονται τα αποτελέσματα από τη μελέτη τριών περιπτώσεων εφαρμογής του αλγορίθμου που υλοποιήθηκε. Η πρώτη περίπτωση αφορά μηχανισμό πέντε βαθμών ελευθερίας και μεταβλητού κέντρου περιστροφής, που σχεδιάστηκε στο Solidworks και χρησιμοποιήθηκε ως μοντέλο της ωμικής άρθρωσης. Η δεύτερη περίπτωση, αφορά δεδομένα που ελήφθησαν από την καταγραφή κίνησης άκαμπτου σώματος ενός βαθμού ελευθερίας και σταθερού κέντρου περιστροφής, μέσω του συστήματος Impulse. Η μελέτη των δύο αυτών περιπτώσεων είναι αναγκαία για την επικύρωση της αποτελεσματικότητας της μεθόδου που προτείνεται. Ακολουθεί η παρουσίαση των αποτελεσμάτων της πειραματικής εύρεσης τροχιάς στιγμιαίου κέντρου

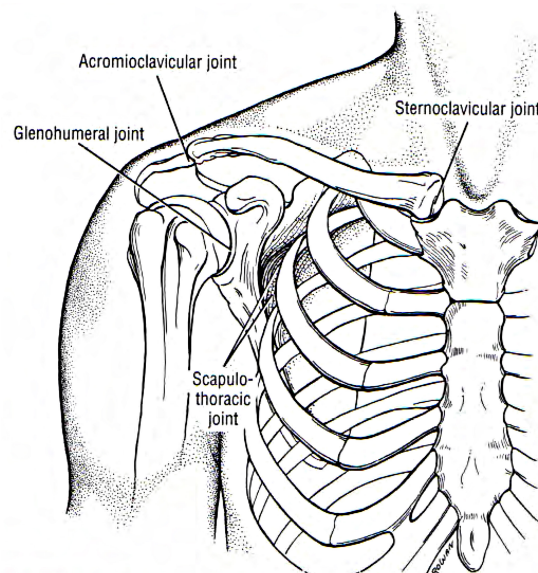
περιστροφής της άρθρωσης ώμου, με εφαρμογή της μεθόδου στα δεδομένα που ελήφθησαν κατά την εκτέλεση κινήσεων του άνω άκρου.

Τέλος, στο Κεφάλαιο 6 εξάγονται τα συμπεράσματα και επισημαίνονται προτάσεις για την περαιτέρω μελλοντική έρευνα επί του θέματος.

2 Σκελετική Ανατομία και Κινηματική της Περιοχής Ώμου

2.1 Εισαγωγή

Το σύμπλεγμα του ώμου, αποτελείται από μια ομάδα τεσσάρων αρθρώσεων, που περιλαμβάνει το στέρνο (*sternum*), την κλείδα (*clavicle*), τα πλευρά (*ribs*), την ωμοπλάτη (*scapula*) και το βραχιόνιο οστό (*humerus*) (Σχ. 2-1). Αυτή η σειρά των αρθρώσεων, επιτρέπει ένα μεγάλο εύρος κίνησης του άνω άκρου, με αποτέλεσμα την αυξημένη ικανότητα διαχείρισης αντικειμένων. Τραυματισμοί ή ασθένειες, περιορίζουν συχνά την κίνηση του ώμου, δημιουργώντας σημαντική μείωση στην αποτελεσματικότητα όλου του άνω άκρου.



Σχήμα 2-1. Οι αρθρώσεις του δεξιού συμπλέγματος ώμου.

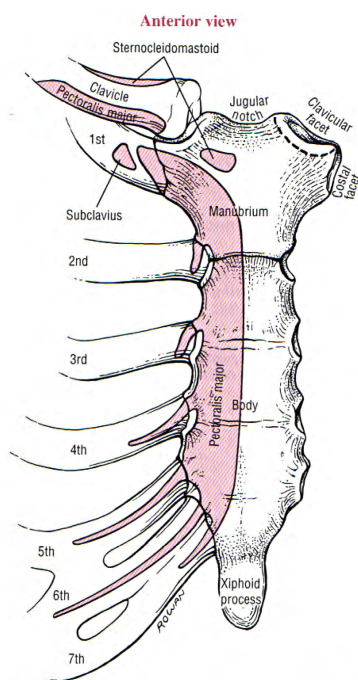
Στο σύμπλεγμα του ώμου, σπανίως δρα μεμονωμένα ένας μυς. Οι μύες εργάζονται σε «ομάδες», ώστε να παράγουν εξαιρετικά συντεταγμένη δράση, η οποία εκφράζεται μέσω πολλαπλών αρθρώσεων. Η ιδιαίτερως συνεργατική φύση των μυών του ώμου αυξάνει την ευελιξία, τον έλεγχο και το εύρος των ενεργών κινήσεων. Εξαιτίας της φύσης,

αυτής της λειτουργικής σχέσης μεταξύ των μυών, παράλυση ή εξασθένηση οποιουδήποτε μεμονωμένου μυ, διαταράσσει την ομαλή κινηματική αλληλουχία ολόκληρου του ώμου. Ωστόσο, αν και ιδιαίτέρως σημαντική, η μελέτη των μυϊκών συνεργειών καθώς και η ευρύτερη δυναμική ανάλυση του ώμου είναι πέραν του σκοπού της παρούσας διπλωματικής εργασίας. Ακολουθεί λεπτομερής περιγραφή της σκελετικής ανατομίας και της πλήρους κινηματικής του ώμου.

2.2 Ανατομία Ωμου

2.2.1 Στέρνο

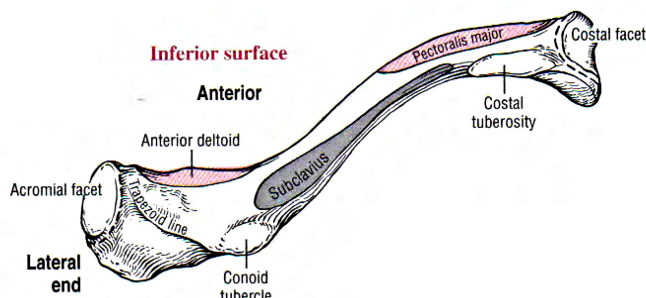
Το στέρνο, αποτελείται από την λαβή (*manubrium*), το σώμα (*body*) και την ξιφοειδή απόφυση (*xiphoid process*) (Σχ. 2-2). Η λαβή, περιέχει ένα ζεύγος κλειδικών προσφύσεων (*clavicular facets*) ωοειδούς σχήματος, οι οποίες αρθρώνονται με τις κλείδες. Οι πλευρικές προσφύσεις (*costal facets*), που βρίσκονται στην εξωτερική παρυφή της λαβής, παρέχουν τις θέσεις πρόσδεσης για τα δύο πρώτα πλευρά. Η σφαγιτίδα εγκοπή (*jugular notch*), βρίσκεται στην άνω πλευρά της λαβής, ανάμεσα στις προσφύσεις των κλείδων.



Σχήμα 2-2. Πρόσθια Όψη Στέρνου.

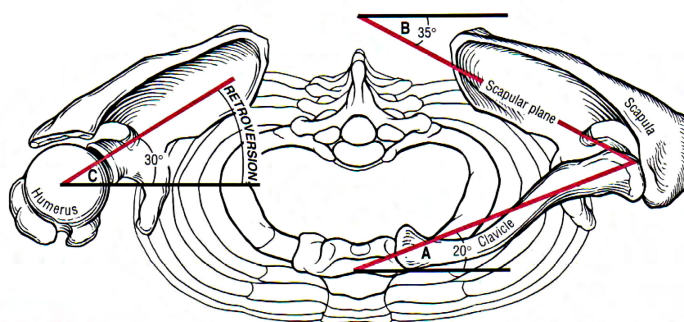
2.2.2 Κλείδα

Κοιτώντας από πάνω, ο επιμήκης άξονας της κλείδας καμπυλώνεται κατά μήκος της πρόσθιας επιφάνειάς της, η οποία γενικά είναι κυρτή εσωτερικά και κοίλη εξωτερικά (Σχ. 2-3).



Σχήμα 2-3. Δεξιά Κλείδα.

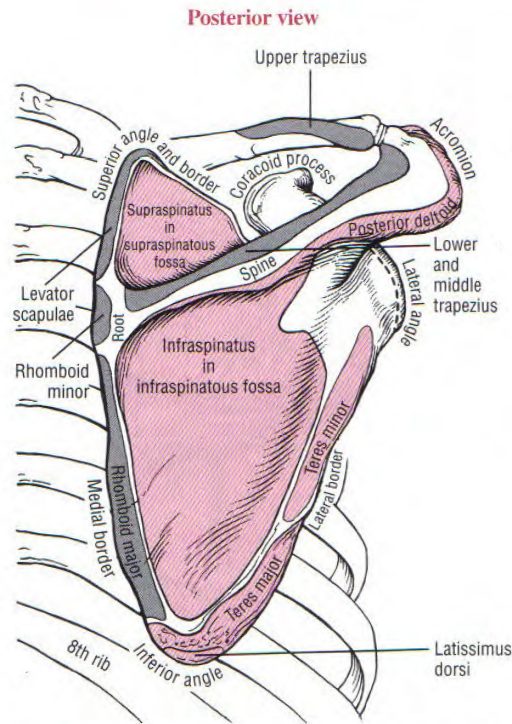
Όταν το χέρι βρίσκεται στην *ανατομική θέση* (σώμα σε όρθια στάση, χέρια στο πλάι με τις παλάμες να κοιτάνε προς τα εμπρός), ο μακρύς άξονας της κλείδας είναι προσανατολισμένος ελαφρώς πάνω από το οριζόντιο επίπεδο και περίπου 20 μοίρες οπισθίως του πρόσθιου επιπέδου (Σχ. 2-4). Το καμπυλωτό και προεξέχον εσωτερικό ή στερνικό άκρο της κλείδας, αρθρώνεται με το στέρνο. Η πλευρική πρόσφυση της κλείδας, στηρίζεται στο πρώτο πλευρό. Εξωτερικά και ελαφρώς πίσω από την πλευρική πρόσφυση, βρίσκεται το ευδιάκριτο πλευρικό τράχυσμα, ένα προσάρτημα για τον πλευροκλειδικό σύνδεσμο. Το εξωτερικό ή ακρωμιακό άκρο της κλείδας, αρθρώνεται με την ωμοπλάτη στην ωοειδή ακρωμιακή πρόσφυση. Η κάτω επιφάνεια του εξωτερικού άκρου της κλείδας, χαρακτηρίζεται από το κωνοειδές φύμα και την τραπεζοειδή γραμμή.



Σχήμα 2-4. Κάτοψη των δύο ώμων. Γωνία **A**: προσανατολισμός της κλείδας. Γωνία **B**: προσανατολισμός της ωμοπλάτης (scapula plane). Γωνία **C**: αναστροφή βραχίονα.

2.2.3 Ωμοπλάτη

Η τριγωνικού σχήματος ωμοπλάτη, έχει τρεις γωνίες: την κάτω (*inferior*), την άνω (*superior*) και την έξω (*lateral*) (Σχ. 2-5). Ψηλάφηση της κάτω γωνίας, παρέχει μια εύχρηστη μέθοδο για την παρακολούθηση της μετακίνησης της ωμοπλάτης, κατά τη διάρκεια της κίνησης του χεριού. Η ωμοπλάτη έχει επίσης, τρία χείλη. Με το χέρι να ακουμπάει στο πλάι, το έσω (*medial*) ή σπονδυλικό (*vertebral*) χείλος, διατρέχει σχεδόν παράλληλα την σπονδυλική στήλη. Το έξω (*lateral*) ή μασχαλιαίο (*auxiliary*) χείλος, ορίζεται από την κάτω, έως την έξω γωνία της ωμοπλάτης. Το άνω (*superior*) χείλος, εκτείνεται από την άνω γωνία, εξωτερικά προς την κορακοειδή απόφυση.



Σχήμα 2-5. Οπίσθια Όψη Ωμοπλάτης.

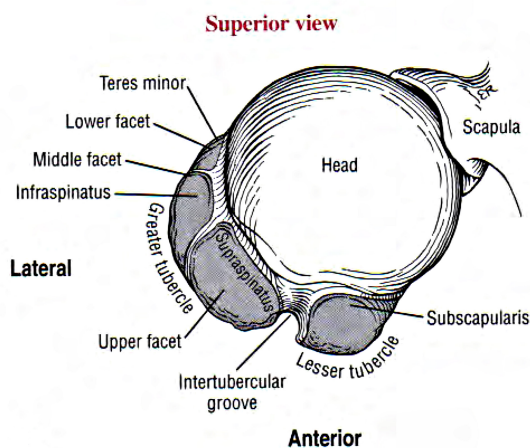
Η πίσω πλευρά της ωμοπλάτης, διαχωρίζεται στον υπερακάνθιο και τον υπακάνθιο βόθρο, κατά την προεξέχουσα άκανθα. Το βάθος του υπερακάνθιου βόθρου, καλύπτεται από τον υπερακάνθιο μυ. Το έσω άκρο της άκανθας, μειώνεται σε ύψος στη βάση της. Αντιθέτως, η εξωτερική άκρη της άκανθας αυξάνει σημαντικά σε ύψος και ισιώνει στο πεπλατυσμένο και προεξέχον ακρώμιο. Το ακρώμιο, εκτείνεται προς τα έξω και εμπρόσθια, σχηματίζοντας μια οριζόντια προεξοχή πάνω από την ωμογλήνη. Η κλειδική πρόσφυση επί του ακρωμίου, οριοθετεί την επιφάνεια της ακρωμιοκλειδικής άρθρωσης.

Η ωμοπλάτη, αρθρώνεται με την κεφαλή του βραχίονα, στην ελαφρώς υπόκοιλη ωμογλήνη. Η ωμογλήνη, έχει κλίση προς τα πάνω, περίπου 5 μοίρες σχετικά με το έσω χείλος της ωμοπλάτης. Στην ηρεμία, η ωμοπλάτη είναι τοποθετημένη έναντι της οπίσθιας-έξω επιφάνειας του θώρακα, με την ωμογλήνη να σχηματίζει γωνία περίπου 35 μοίρες, πρόσθια με το κατά μέτωπο επίπεδο. Αυτός ο προσανατολισμός της ωμοπλάτης, ονομάζεται ωμοπλατιαίο επίπεδο. Η ωμοπλάτη και ο βραχίονας, τείνουν να ακολουθούν αυτό το επίπεδο, όταν το χέρι ανυψώνεται πάνω από το κεφάλι. Στο άνω και κάτω χείλος της στεφάνης της ωμογλήνης, βρίσκεται το υπεργλήνιο και υπογλήνιο φύμα. Αυτά τα φύματα, προσφέρονται ως πλησιέστερα προσαρτήματα, της μακριάς κεφαλής των βραχιόνιων δικέφαλων και τρικέφαλων μυών, αντίστοιχα. Κοντά στο άνω χείλος της ωμογλήνης, βρίσκεται η ευδιάκριτη κορακοειδής απόφυση, που έχει πάρει την ονομασία της από το σχήμα ράμφους κορακιού. Η κορακοειδής απόφυση, προβάλλεται απότομα από την ωμοπλάτη, προσφέροντας πολλαπλές επισυνάψεις με συνδέσμους και μύες. Ο

υποπλάτιος βόθρος, βρίσκεται στην πρόσθια πλευρά της ωμοπλάτης. Η κοιλότητα εντός του βόθρου, καλύπτεται από τον υποπλάτιο μυ.

2.2.4 Έσω-Περιφερικό Βραχιόνιο Οστό

Η κεφαλή του βραχίονα, σχεδόν το ήμισυ μιας πλήρους σφαίρας, σχηματίζει την κυρτή συνιστώσα της γληνοβραχιόνιας άρθρωσης (Σχ. 2-6). Η κεφαλή, έχει πρόσωπο έσω και άνω, σχηματίζοντας κλίση γωνίας περίπου 135 μοιρών, με τον επιμήκη άξονα του βραχίονα. Σχετικά με τον έσω-έξω άξονα, που περνάει από τον αγκώνα, η βραχιόνιος κεφαλή περιστρέφεται προς τα πίσω περίπου 30 μοίρες, εντός του οριζόντιου επιπέδου. Αυτή η περιστροφή, γνωστή ως αναστροφή (*retroversion*), προσανατολίζει τη βραχιόνια κεφαλή στο επίπεδο της ωμοπλάτης, ώστε να αρθρωθεί με την ωμογλήνη (Σχ. 2-4). Ο ανατομικός αυχέννας του βραχιόνιου οστού, διαχωρίζει τη λεία αρθρική επιφάνεια της κεφαλής, από τον κοντινό άξονα. Τα ευδιάκριτα ελάσσονα και μείζονα ογκώματα, περιβάλλουν την πρόσθια και εξωτερική περιφέρεια, της πλησιέστερης ακραίας πλευράς του βραχιόνιου οστού. Το ελάσσον κύρτωμα, προβάλλεται ιδιαίτερα απότομα και εμπρόσθια, ως προσάρτημα του υποπλάτιου μυός. Το μείζον και στρογγυλό όγκωμα έχει μια άνω, έσω και κάτω πρόσφυση, που υποδεικνύουν την περιφερική επισύναψη του υπερακάνθιου, υπακάνθιου και ελάσσονος στρογγύλου, αντίστοιχα.



Σχήμα 2-6. Κάτοψη του δεξιού βραχίονα.

Απότομες ακρολοφίες, εκτείνονται περιφερικά της πρόσθιας πλευράς του μείζονος και ελάσσονος ογκώματος. Αυτές οι ακρολοφίες, περιλαμβάνουν τις περιφερικές επισυνάψεις του μείζονος θωρακικού και μείζονος στρογγύλου. Ανάμεσα σε αυτές τις ακρολοφίες, βρίσκεται η δικεφαλική αύλακα, η οποία στεγάζει τη μακριά κεφαλή του τένοντα, του δικέφαλου βραχιόνιου μυός. Ο πλατύς ραχιαίος μυς, επισυνάπτεται στη βάση της μεσοφυμίας αύλακος, εσωτερικά του δικέφαλου τένοντα. Εξωτερικά και περιφερικά του τελειώματος της αύλακος, βρίσκεται το δελτοειδές φύμα.

Η ακτινική (σπειροειδής) αύλακα, διατρέχει λοξά την πίσω επιφάνεια του βραχιόνιου οστού. Η αύλακα, διαχωρίζει τις πλησιέστερες επισυνάψεις της έσω και έξω κεφαλής των τρικέφαλων μυών. Ξεκινώντας περιφερικά, το ακτινικό νεύρο ανέρχεται σπειροειδώς, γύρω από την οπίσθια πλευρά του βραχίονα, εντός της ακτινικής αύλακος και κατευθύνεται προς την περιφερική-έξω πλευρά του βραχιόνιου οστού.

2.3 Αρθροκινηματική Ωμου

Η πλησιέστερη άρθρωση, εντός του ωμικού συμπλέγματος, είναι η στερνοκλειδική άρθρωση. Η κλείδα, μέσω των προσαρτημάτων της με το στέρνο, λειτουργεί ως μηχανικό αντιστήριγμα ή υποστύλωμα, διατηρώντας την ωμοπλάτη σε μια σχετικά σταθερή απόσταση από τον κορμό. Στο έξω άκρο της κλείδας, βρίσκεται η ακρωμιοκλειδική άρθρωση. Η άρθρωση αυτή και οι συνεργαζόμενοι σύνδεσμοι, προσαρτούν σταθερά την ωμοπλάτη στην κλείδα. Το σημείο επαφής, μεταξύ της πρόσθιας επιφάνειας της ωμοπλάτης και της οπίσθιας-έξω επιφάνειας του θώρακα, ονομάζεται ωμοπλατοθωρακική άρθρωση. Σε αυτή την περίπτωση, ο όρος άρθρωση δεν υπονοεί μια πραγματική ανατομική άρθρωση, αλλά την διεπαφή δύο οστών. Η κίνηση της ωμοπλατοθωρακικής άρθρωσης, είναι άμεσο αποτέλεσμα μεμονωμένων κινήσεων, που λαμβάνουν χώρα στην στερνοκλειδική και ακρωμιοκλειδική άρθρωση. Η θέση της ωμοπλάτης επί του θώρακα, παρέχει το θεμέλιο επενέργησης της γληνοβραχιόνιας άρθρωσης, του πιο απομακρυσμένου συνδέσμου του συμπλέγματος. Ο όρος «ωμική κίνηση», περιγράφει τις συνδυασμένες κινήσεις της γληνοβραχιόνιας και ωμοπλατοθωρακικής άρθρωσης.

Οι αρθρώσεις του ωμικού συμπλέγματος, λειτουργούν ως διαδοχικοί σύνδεσμοι, οι οποίοι συνεργάζονται, ώστε να μεγιστοποιήσουν το διαθέσιμο εύρος κίνησης του άνω άκρου. Ένας εξασθενημένος, επώδυνος ή ασταθής σύνδεσμος οπουδήποτε στην αλυσίδα, μειώνει αξιοσημείωτα την αποτελεσματικότητα, ολόκληρου του συμπλέγματος.

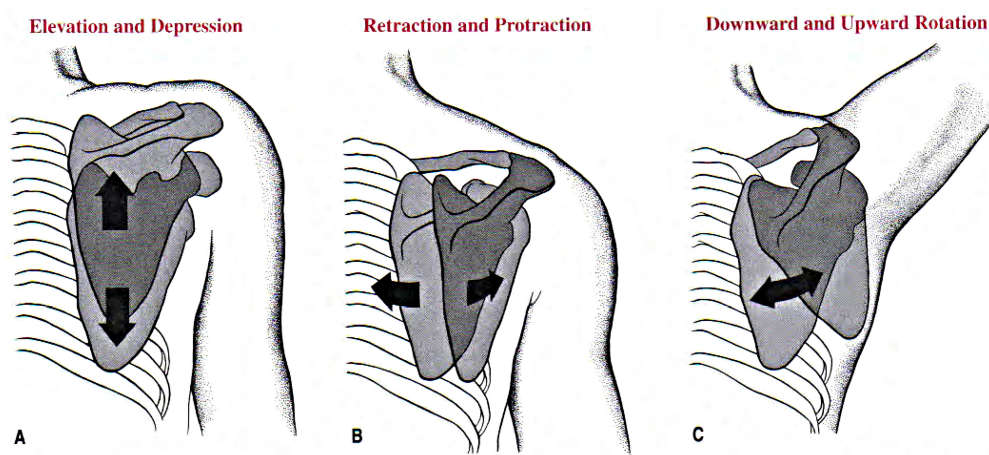
Πριν τη συζήτηση, περί κινηματικής ανάλυσης της στερνοκλειδικής και ακρωμιοκλειδικής άρθρωσης, πρέπει να οριστούν οι κινήσεις της ωμοπλατοθωρακικής άρθρωσης (Σχ. 2-7). Οι θεμελιώδεις κινήσεις της ωμοπλατοθωρακικής άρθρωσης, είναι η ανάσπαση και η κατάσπαση, η πρόταξη και η οπισθόταξη καθώς και η άνω και κάτω στροφή.

Ανάσπαση: Η ωμοπλάτη, ολισθαίνει επί του θώρακα προς τα πάνω, όπως στην περίπτωση, που κάποιος ανασηκώνει τους ώμους δηλώνοντας άγνοια.

Κατάσπαση: Από μια ανυψωμένη θέση, η ωμοπλάτη ολισθαίνει επί του θώρακα, προς τα κάτω.

Πρόταξη: Το εσωτερικό χείλος της ωμοπλάτης, ολισθαίνει πρόσθια-εξωτερικά επί του θώρακα, απομακρυνόμενο της ενδιάμεσης γραμμής.

- Οπισθοτάξη:** Το εσωτερικό χείλος της ωμοπλάτης ολισθαίνει πίσω-εσωτερικά επί του θώρακα, προς την ενδιάμεση γραμμή, όπως στην περίπτωση που οι ώμοι συγκλίνουν.
- Ανω στροφή:** Η κάτω γωνία της ωμοπλάτης, περιστρέφεται με διεύθυνση άνω-εξωτερικά κατά τέτοιο τρόπο, ώστε η ωμογλήνη να κοιτά προς τα πάνω. Αυτή η περιστροφή λαμβάνει χώρα, ως φυσικό χαρακτηριστικό της ανύψωσης του χεριού.
- Κάτω στροφή:** Η κάτω γωνία της ωμοπλάτης περιστρέφεται με διεύθυνση κάτω-εσωτερικά κατά τέτοιο τρόπο, ώστε η ωμογλήνη να κοιτά προς τα κάτω. Αυτή η περιστροφή λαμβάνει χώρα, ως φυσικό χαρακτηριστικό της κατάσπασης του χεριού στο πλάι, από μια ανυψωμένη θέση.



Σχήμα 2-7. Κινήσεις ωμοπλάτης. **A:** Ανάσπαση και κατάσπαση. **B:** Πρόταξη και οπισθοτάξη. **C:** Άνω και κάτω στροφή.

2.3.1 Στερνοκλειδική Άρθρωση

Γενικά Χαρακτηριστικά

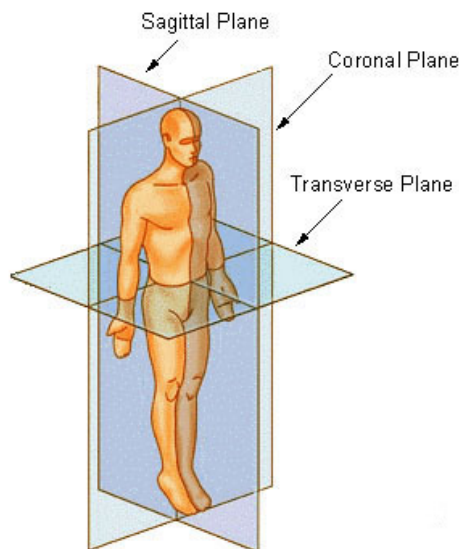
Η στερνοκλειδική άρθρωση, είναι μια σύνθετη άρθρωση, που περιέχει το έσω άκρο της κλείδας, την κλειδική πρόσφυση του στέρνου και το άνω χείλος του χόνδρου του πρώτου πλευρού. Η άρθρωση αυτή, είναι η βασική του άνω άκρου, που συνδέει τον αξονικό με τον περιφερικό σκελετό. Γι' αυτό το λόγο, η στερνοκλειδική άρθρωση, υπόκειται σε μοναδικές λειτουργικές απαιτήσεις, οι οποίες ικανοποιούνται από μια πολύπλοκη αρθρική επιφάνεια, σχήματος σέλας. Αν και ιδιαίτερα μεταβλητό, το έσω άκρο της κλείδας είναι συνήθως κυρτό κατά την επιμήκη διάμετρο και κοίλο κατά μήκος της εγκάρσιας διαμέτρου. Η κλειδική πρόσφυση στο στέρνο, είναι γενικά ίδιου σχήματος, με ελαφρώς κοίλη επιμήκη διάμετρο και ελαφρώς κυρτή εγκάρσια διάμετρο.

Η μεγάλη και εκτεθειμένη αρθρική επιφάνεια της κλείδας, στηρίζεται έναντι της μικρότερης, κεκλιμένης αρθρικής επιφάνειας του στέρνου. Ένας ευδιάκριτος αρθρικός δίσκος (διάρθριος χόνδρος), βρίσκεται εντός της στερνοκλειδικής άρθρωσης, ο οποίος

τείνει να αυξάνει τη συμβατότητα των κατά τα άλλα, ακανόνιστου σχήματος επιφανειών, της άρθρωσης.

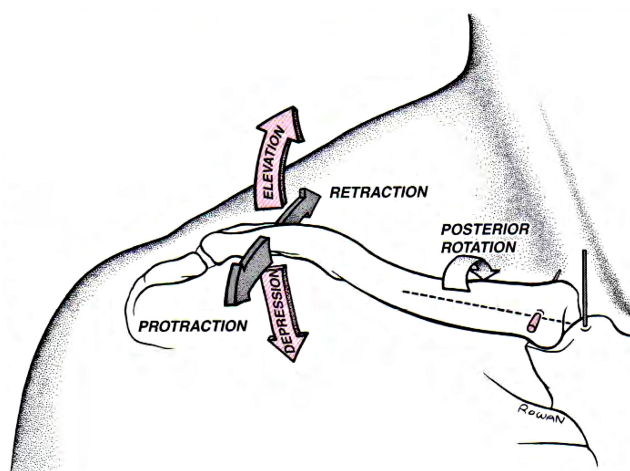
Κινηματική Στερνοκλειδικής Άρθρωσης

Η οστεοκινηματική της κλείδας, ορίζεται από 3 βαθμούς ελευθερίας. Κάθε βαθμός ελευθερίας συσχετίζεται με ένα από τα τρία κύρια επίπεδα (*cardinal planes*): οβελιαίο (*sagittal*), μετωπιαίο (*frontal/coronal*) και οριζόντιο (*horizontal/transverse*) (Σχ. 2-8).



Σχήμα 2-8. Κύρια επίπεδα σώματος.

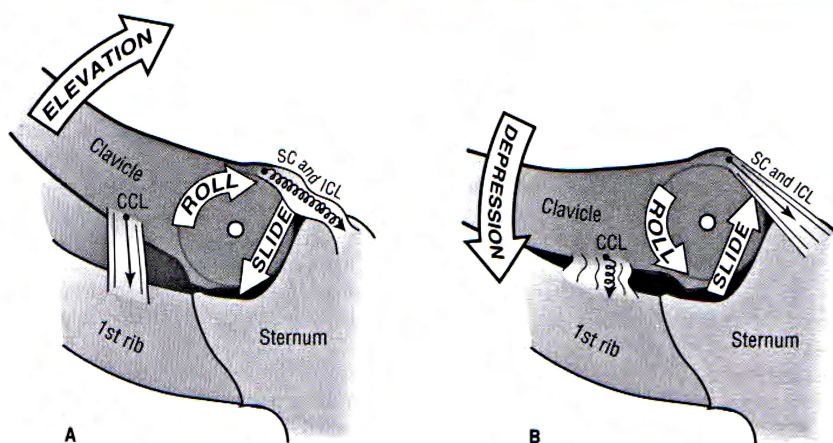
Η κλείδα ανασπάται, κατασπάται και περιστρέφεται, γύρω από τον διαμήκη άξονα του οστού (Σχ. 2-9). Κατ' ουσία, όλες οι λειτουργικές κινήσεις του ώμου περιλαμβάνουν τουλάχιστον κάποια κίνηση της κλείδας, γύρω από την στερνοκλειδική άρθρωση.



Σχήμα 2-9. Κινήσεις δεξιάς στερνοκλειδικής άρθρωσης.

Ανάσπαση και Κατάσπαση. Η ανάσπαση και η κατάσπαση της κλείδας, συμβαίνουν κατά προσέγγιση, παράλληλα του μετωπιαίου επιπέδου, γύρω από ένα πρόσθιο-οπίσθιο άξονα περιστροφής. Η μέγιστη ανάσπαση που έχει αναφερθεί, είναι περίπου 45 μοίρες και η μέγιστη κατάσπαση περίπου 10 μοίρες. Η ανάσπαση και η κατάσπαση της κλείδας, συσχετίζονται με όμοιες κινήσεις της ωμοπλάτης.

Η αρθροκινηματική της ανάσπασης και της κατάσπασης της κλείδας, παρατηρείται γύρω από τον διαμήκη άξονα, της στερνοκλειδικής άρθρωσης. Η ανάσπαση της κλείδας, προκύπτει καθώς η κυρτή επιφάνεια της κεφαλής της περιστρέφεται και ταυτοχρόνως ολισθαίνει προς τα κάτω, επί της κοιλότητας του στέρνου (Σχ. 2-10). Ο εκτεινόμενος πλευροκλειδικός σύνδεσμος, βοηθά στη σταθεροποίηση της θέσης της κλείδας. Η κατάσπαση της κλείδας, συμβαίνει κατά τη δράση της κεφαλής, καθώς αυτή περιστρέφεται προς τα κάτω και ολισθαίνει προς τα πάνω. Μια πλήρως κατασπώμενη κλείδα, επιμηκύνει και τεντώνει τον ενδιάμεσο των κλείδων σύνδεσμο καθώς και το άνω μέρος των θυλακοειδών συνδέσμων.



Σχήμα 2-10. Πρόοψη της ολίσθησης-κύλισης της κλείδας επί του στέρνου.

Πρόταξη και Οπισθόταξη. Η πρόταξη και η οπισθόταξη της κλείδας, λαμβάνει χώρα σχεδόν παράλληλα στο οριζόντιο επίπεδο, γύρω από έναν κατακόρυφο άξονα περιστροφής. Ο άξονας τέμνει το στέρνο, επειδή κατά σύμβαση, ένας άξονας περιστροφής τέμνει πάντα το κυρτό στέλεχος μιας άρθρωσης, για συγκεκριμένη μετακίνηση. Έχουν παρατηρηθεί, τουλάχιστον 15 έως 30 μοίρες περιστροφής προς κάθε κατεύθυνση. Οι κινήσεις της κλείδας επί του οριζόντιου επιπέδου, συσχετίζονται με μια όμοια πρόταξη και οπισθόταξη της ωμοπλάτης.

Η αρθροκινηματική της πρόταξης και οπισθόταξης της κλείδας, συμβαίνει κατά μήκος της εγκάρσιας διατομής της στερνοκλειδικής άρθρωσης. Η οπισθόταξη εμφανίζεται καθώς, η κοίλη αρθρική επιφάνεια της κλείδας περιστρέφεται και ολισθαίνει οπισθίως, επί της κυρτής επιφάνειας του στέρνου. Τα ακραία όρια της οπισθόταξης, επιμηκύνουν

τις πρόσθιες δέσμες του πλευροκλειδικού συνδέσμου και των πρόσθιων θυλακοειδών συνδέσμων.

Η αρθροκινηματική της πρόταξης, γύρω από την στερνοκλειδική άρθρωση, είναι παρόμοια με αυτήν της οπισθόταξης, με την εξαίρεση ότι αυτή παρατηρείται κατά την πρόσθια διεύθυνση. Τα άκρα της πρόταξης, εμφανίζονται κατά τη διάρκεια μιας κίνησης, η οποία περιλαμβάνει τη μέγιστη εμβέλεια προς τα εμπρός. Υπερβολική στένωση της οπίσθιας δέσμης του πλευροκλειδικού συνδέσμου, του οπίσθιου θυλακοειδούς συνδέσμου, και των ανεκκλήρων μυών της ωμοπλάτης, μπορούν να περιορίσουν την άνω θέση της κλειδικής πρόταξης.

Αξονική —Διαμήκης— Περιστροφή της Κλείδας. Ο τρίτος βαθμός ελευθερίας της στερνοκλειδικής άρθρωσης, είναι μια περιστροφή της κλείδας, γύρω από το διαμήκη άξονα του οστού. Όταν ο ώμος απάγεται ή κάμπιεται, ένα σημείο επί της άνω όψης της κλείδας, περιστρέφεται οπισθίως, περίπου 40 με 50 μοίρες. Καθώς το χέρι επιστρέφει στο πλάι, η κλείδα περιστρέφεται πίσω στην αρχική της θέση.

Η αρθροκινηματική της κλειδικής περιστροφής, εμπλέκει στροβιλισμό της κεφαλής της κλείδας, γύρω από την έξω επιφάνεια του διαρθρικού χόνδρου. Η πλήρης οπίσθια περιστροφή της κλείδας, θεωρείται ως η σφικτή θέση της στερνοκλειδικής άρθρωσης.

2.3.2 Ακρωμιοκλειδική Άρθρωση

Γενικά Χαρακτηριστικά

Η ακρωμιοκλειδική άρθρωση, είναι η διάρθρωση μεταξύ του έξω άκρου της κλείδας και του ακρωμίου της ωμοπλάτης. Η κλειδική πρόσφυση επί του ακρωμίου, έχει μέτωπο έσω και ελαφρώς άνω, παρέχοντας ένα ταίριασμα με την αντίστοιχη ακρωμιακή πρόσφυση επί της κλείδας. Ένας διαρθρικός χόνδρος μεταβλητής μορφής, παρατηρείται στις περισσότερες ακρωμιοκλειδικές αρθρώσεις.

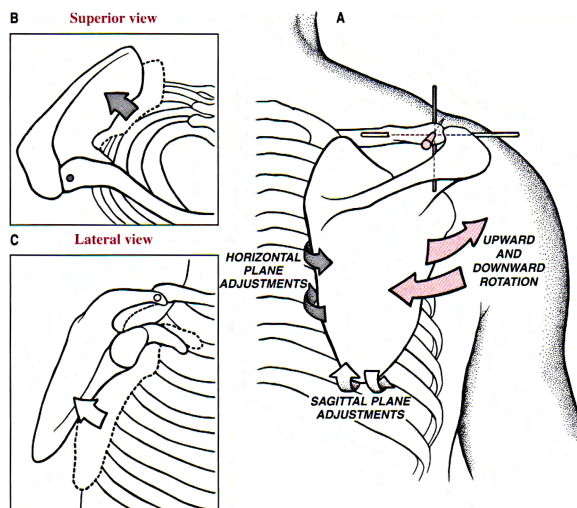
Η ακρωμιοκλειδική άρθρωση, περιγράφεται συχνότερα ως επίπεδη διάρθρωση, που εκφράζει την κατεξοχήν επίπεδη περιφέρεια των αρθρικών επιφανειών. Ωστόσο, οι αρθρικές επιφάνειες ποικίλλουν από επίπεδες, σε ελαφρώς κοίλες ή κυρτές. Εξαιτίας των κατεξοχήν επίπεδων αρθρικών επιφανειών, δεν παρατηρείται αρθροκινηματική τύπου περιστροφής-ολίσθησης.

Κινηματική Ακρωμιοκλειδικής Άρθρωσης

Μεταξύ της στερνοκλειδικής και ακρωμιοκλειδικής άρθρωσης υπάρχουν διακριτές λειτουργικές διαφορές. Η στερνοκλειδική άρθρωση, επιτρέπει σχετικά εκτενή κίνηση της κλείδας, η οποία οδηγεί την γενική διαδρομή της ωμοπλάτης. Αντιθέτως, η ακρωμιοκλειδική άρθρωση, επιτρέπει λεπτές και ελαφρές μετακινήσεις της ωμοπλάτης.

Οι μικρές κινήσεις της ακρωμοκλειδικής άρθρωσης, είναι σημαντικές από άποψη φυσιολογίας, παρέχοντας το μέγιστο εύρος κίνησης, της ωμοπλατοθωρακικής άρθρωσης.

Οι κινήσεις της ωμοπλάτης στην ακρωμοκλειδική άρθρωση, περιγράφονται με 3 βαθμούς ελευθερίας (Σχ. 2-11). Οι κύριες κινήσεις, είναι η άνω και κάτω στροφή. Δευτερεύουσες περιστροφικές διορθώσεις ενισχύουν ή τελειοποιούν την τελική θέση της ωμοπλάτης έναντι του θώρακα. Το εύρος της κίνησης της ακρωμοκλειδικής άρθρωσης, είναι δύσκολο να μετρηθεί και δε πραγματοποιείται σε συνήθεις κλινικές περιπτώσεις.



Σχήμα 2-11. Πίσω όψη κινηματικής της δεξιάς ακρωμοκλειδικής άρθρωσης.

Άνω και Κάτω Στροφή. Στην ακρωμοκλειδική άρθρωση, άνω στροφή της ωμοπλάτης, συμβαίνει καθώς η ωμοπλάτη ταλαντεύεται προς τα πάνω και έξω, σε σχέση με την έξω άκρη της κλείδας. Οι αναφορές ποικίλουν, ωστόσο μπορεί να συμβεί άνω στροφή έως 30 μοίρες, καθώς το χέρι ανυψώνεται πάνω από το κεφάλι. Αυτή η κίνηση, συνεισφέρει ένα μεγάλο μέρος στη συνολική άνω στροφή, της ωμοπλατοθωρακικής άρθρωσης. Κάτω στροφή στην ακρωμοκλειδική άρθρωση, επαναφέρει την ωμοπλάτη στην ανατομική της θέση, μία κίνηση που είναι μηχανικά συνδεδεμένη, με την προσαγωγή ή έκταση του ώμου. Αν και το Σχ. 2-11, απεικονίζει την άνω και κάτω στροφή της ωμοπλάτης, ως καθαρή κίνηση επί του μετωπιαίου επιπέδου, οι περισσότερες φυσικές κινήσεις λαμβάνουν χώρα επί του επιπέδου της ωμοπλάτης. Η πλήρης άνω στροφή της ωμοπλάτης, επί της ακρωμοκλειδικής άρθρωσης, θεωρείται ως θέση σφικτής συναρμογής. Αυτή η κίνηση, εισάγει μια σημαντική διαστολή, στον κάτω θύλακο της ακρωμοκλειδικής άρθρωσης και του κορακοκλειδικού συνδέσμου.

Διορθωτικές Περιστροφές στην Ακρωμοκλειδική Άρθρωση, επί του Οριζόντιου και Οβελιαίου Επιπέδου. Κατά τη μετακίνηση του ώμου, παρατηρήσεις σε ακτινογράφηση κινούμενων εικόνων της ακρωμοκλειδικής άρθρωσης, αποκαλύπτουν μικρές περιστροφές ή συστροφές της ωμοπλάτης, γύρω από το έξω άκρο της κλείδας.

Αυτές οι αποκαλούμενες περιστροφικές διορθώσεις, συντονίζουν με ακρίβεια τη θέση της ωμοπλάτης ή προσφέρουν στο ολικό εύρος κίνησής της, που επιτρέπεται πάνω στον θώρακα.

Διορθώσεις στην ακρωμιοκλειδική άρθρωση, επί του οριζόντιου επιπέδου, λαμβάνουν χώρα γύρω από έναν κατακόρυφο άξονα και προκαλούν την περιστροφή του έσω χείλους της ωμοπλάτης, μακριά προς την έξω επιφάνεια του θώρακα. Διορθώσεις στην ακρωμιοκλειδική άρθρωση, επί του οβελιαίου επιπέδου, λαμβάνουν χώρα γύρω από ένα έξω-έσω άξονα, οι οποίες προκαλούν την περιστροφή της κάτω γωνίας, μακριά ή προς την έξω επιφάνεια του θώρακα. Έχουν παρατηρηθεί, περιστροφικές διορθώσεις μεταξύ 10 και 30 μοιρών.

Στην ακρωμιοκλειδική άρθρωση, οι διορθώσεις επί του οριζόντιου και οβελιαίου επιπέδου, βελτιώνουν την ποσότητα και την ποιότητα της κίνησης της ωμοπλατοθωρακικής άρθρωσης. Για παράδειγμα, κατά την πρόταξη της ωμοπλάτης, μικρές διορθώσεις στην ακρωμιοκλειδική άρθρωση, επί του οριζόντιου επιπέδου, επιτρέπουν στην πρόσθια επιφάνεια της ωμοπλάτης να αλλάξει τη θέση της, καθώς ακολουθεί το καμπύλο περίγραμμα του θώρακα. Μια παρόμοια προσαρμογή, λαμβάνει χώρα στο οβελιαίο επίπεδο, κατά την ανύψωση της ωμοπλάτης. Χωρίς αυτές τις περιστροφικές προσαρμογές, η ωμοπλάτη θα ήταν υποχρεωμένη να ακολουθεί την ακριβή τροχιά της κινούμενη κλείδας, χωρίς καμιά δυνατότητα να ρυθμίσει τη θέση της με ακρίβεια, σχετικά με τον θώρακα.

2.3.3 Ωμοπλατοθωρακική Άρθρωση

Η ωμοπλατοθωρακική άρθρωση, δεν είναι αυτή καθαυτή πραγματική άρθρωση, αλλά ένα σημείο επαφής, μεταξύ της πρόσθιας επιφάνειας της ωμοπλάτης και του οπίσθιου-έξω τοιχώματος, του θώρακα. Στην ανατομική θέση, η ωμοπλάτη είναι γενικά τοποθετημένη μεταξύ του δεύτερου και έβδομου πλευρού, με το έσω χείλος να βρίσκεται περίπου 6 εκατοστά εξωτερικά της άκανθας. Αυτή η στάση ακινησίας της ωμοπλάτης, διαφέρει σημαντικά από άνθρωπο σε άνθρωπο.

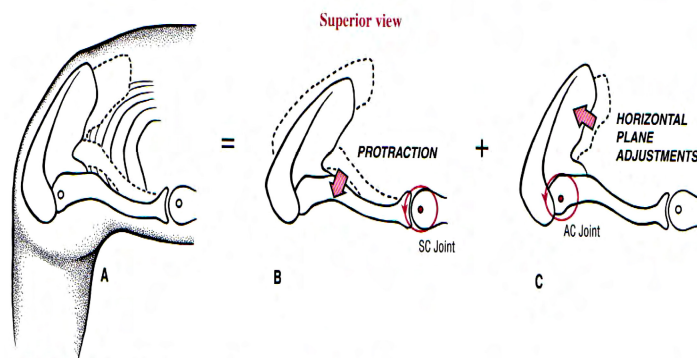
Οι κινήσεις της ωμοπλατοθωρακικής άρθρωσης, είναι πολύ σημαντικό στοιχείο της κινησιολογίας του ώμου. Το πλατύ εύρος κίνησης του ώμου οφείλεται, κατά ένα μέρος, στην ευρεία κίνηση που παρατηρείται, στην ωμοπλατοθωρακική άρθρωση.

Κινηματική Ωμοπλατοθωρακικής Άρθρωσης

Οι κινήσεις που λαμβάνουν χώρα, μεταξύ της ωμοπλάτης και του θώρακα, είναι αποτέλεσμα της συνεργασίας μεταξύ της στερνοκλειδικής και ακρωμιοκλειδικής άρθρωσης.

Ανάσπαση και Κατάσπαση. Η ανάσπαση της ωμοπλάτης στην ωμοπλατοθωρακική άρθρωση, συμβαίνει ως σύνθεση των περιστροφών της στερνοκλειδικής και ακρωμιοκλειδικής άρθρωσης. Για το μεγαλύτερο μέρος, το ανασήκωμα των ώμων λαμβάνει χώρα, ως άμεσο αποτέλεσμα της κίνησης της ωμοπλάτης, που ακολουθεί τη διαδρομή της ανυψούμενης κλείδας, γύρω από τη στερνοκλειδική άρθρωση. Κάτω στροφή της ωμοπλάτης στην ακρωμιοκλειδική άρθρωση, επιτρέπει στην ωμοπλάτη να παραμείνει σχεδόν κατακόρυφη, από την αρχή έως το τέλος της ανάσπασης.

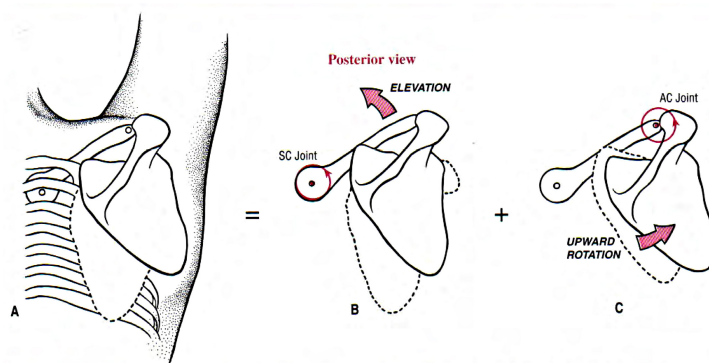
Πρόταξη και Οπισθόταξη. Η πρόταξη της ωμοπλάτης, λαμβάνει χώρα ως συνάθροιση των περιστροφών της στερνοκλειδικής και ακρωμιοκλειδικής άρθρωσης, επί του οριζόντιου επιπέδου (Σχ. 2-12). Η ωμοπλάτη, ακολουθεί τη γενική διαδρομή της προτασσόμενης κλείδας, γύρω από τη στερνοκλειδική άρθρωση. Η ακρωμιοκλειδική άρθρωση, μπορεί να ενισχύσει ή ρυθμίσει το ολικό ποσό πρόταξης της ωμοπλατοθωρακικής άρθρωσης, συνεισφέροντας ποικίλες ρυθμίσεις εντός του οριζόντιου επιπέδου. Η ωμοπλατοθωρακική πρόταξη, αυξάνει το εύρος της εμβέλειας προς τα εμπρός.



Σχήμα 2-12. Η ωμοπλατοθωρακική πρόταξη. Εκτελείται ως άθροιση των κινήσεων της πρόταξης της στερνοκλειδικής και των μικρών διορθώσεων της ακρωμιοκλειδικής άρθρωσης.

Επειδή, η ωμοπλατοθωρακική πρόταξη συμβαίνει ως άθροιση της ωμοπλατοθωρακικής και ακρωμιοκλειδικής άρθρωσης, μείωση στην κίνηση μιας άρθρωσης, μπορεί να αντισταθμιστεί μερικώς, από αύξηση στην κίνηση μιας άλλης. Για παράδειγμα, η στερνοκλειδική άρθρωση μπορεί να αντισταθμίσει, την οστεοαρθρίτιδα και τη μειωμένη κίνηση της ακρωμιοκλειδικής άρθρωσης, συνεισφέροντας μεγαλύτερο βαθμό πρόταξης, με αποτέλεσμα την εκτενή απώλεια πρόσθιας εμβέλειας, του άνω άκρου. Οπισθόταξη της ωμοπλάτης, συμβαίνει με παρόμοιο αλλά αντίθετο τρόπο, από την πρόταξη. Η οπισθόταξη της ωμοπλάτης, συχνά εκτελείται στο πλαίσιο έλξης ενός αντικειμένου προς το σώμα, όπως στην περίπτωση αναρρίχησης ενός σχοινού ή τοποθέτησης του χεριού στο μανίκι ενός παλτού.

Άνω και Κάτω Στροφή. Η άνω στροφή της ωμοπλατοθωρακικής άρθρωσης, είναι ενσωματωμένη στην ανύψωση του χεριού πάνω από το κεφάλι (Σχ. 2-13). Αυτή η κίνηση, τοποθετεί την ωμογλήνη σε τέτοια θέση, ώστε να υποστηρίζει και σταθεροποιεί την κεφαλή του απαγόμενου βραχιόνιου οστού. Πλήρης άνω στροφή της ωμοπλάτης, λαμβάνει χώρα ως άθροιση της κλειδικής ανύψωσης στην στερνοκλειδική άρθρωση και άνω στροφή της ωμοπλάτης στην ακρωμιοκλειδική άρθρωση. Αυτές οι διπλές περιστροφές επί του μετωπιαίου επιπέδου, γίνονται γύρω από παράλληλους άξονες της στερνοκλειδικής και ακρωμιοκλειδικής άρθρωσης, επιτρέποντας περιστροφή της ωμοπλάτης, κατά 60 μοίρες. Η ωμοπλάτη μπορεί να περιστραφεί άνω και αυστηρά εντός του μετωπιαίου επιπέδου, όπως στην πραγματική απαγωγή, αλλά συνήθως ακολουθεί μια διαδρομή πλησιέστερα στο δικό της επίπεδο.



Σχήμα 2-13. Η ωμοπλατοθωρακική άνω στροφή. Εκτελείται ως άθροιση των κινήσεων ανύψωσης της στερνοκλειδικής άρθρωσης και της άνω στροφής στην ακρωμιοκλειδική άρθρωση.

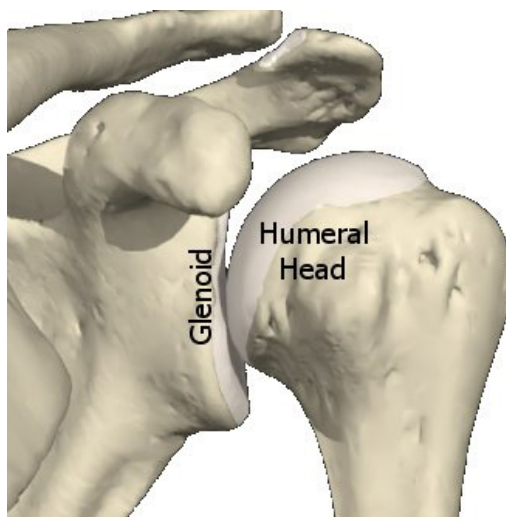
Κάτω στροφή της ωμοπλάτης, συμβαίνει καθώς το χέρι επιστρέφει στο πλάι, από μια ανυψωμένη θέση. Η κίνηση περιγράφεται ως παρόμοια της άνω στροφής, με τη διαφορά ότι, η κλείδα κατασπάται στη στερνοκλειδική άρθρωση και η ωμοπλάτη περιστρέφεται προς τα κάτω, στην ακρωμιοκλειδική άρθρωση. Η κίνηση της κάτω στροφής ολοκληρώνεται συνήθως, όταν η ωμοπλάτη έχει επιστρέψει στην ανατομική της θέση.

2.3.4 Γληνοβραχιόνια Άρθρωση

Γενικά Χαρακτηριστικά

Η γληνοβραχιόνια άρθρωση είναι η διάρθρωση, που σχηματίζεται μεταξύ της μεγάλης κυρτής κεφαλής του βραχιόνιου οστού (*humeral head*) και της ρηχής κοιλότητας της ωμογλήνης (*glenoid*) (Σχ. 2-14). Αυτή η άρθρωση λειτουργεί σε συνδυασμό με την κινούμενη ωμοπλάτη, με σκοπό την παραγωγή εκτενούς εύρους κίνησης του ώμου. Στην ανατομική θέση, η αρθρική επιφάνεια της ωμογλήνης, έχει διεύθυνση πρόσθια-έξω, στο επίπεδο της ωμοπλάτης. Στους περισσότερους ανθρώπους, η ωμογλήνη είναι περιστραμμένη ελαφρώς άνω. Αυτή η θέση, εξαρτάται από τα μεγέθη της σταθερής άνω

κλίσης της απόφυσης και της άνω περιστροφής της ωμοπλάτης, στην στάση ακινησίας. Στην ανατομική θέση, η αρθρική επιφάνεια της βραχιόνιας κεφαλής έχει διεύθυνση έσω και άνω, καθώς και οπισθίως, εξαιτίας της φυσικής της αναστροφής. Αυτός ο προσανατολισμός, τοποθετεί την κεφαλή του βραχίονα απευθείας στο επίπεδο της ωμοπλάτης και συνεπώς απευθείας έναντι του μετώπου της ωμογλήνης.

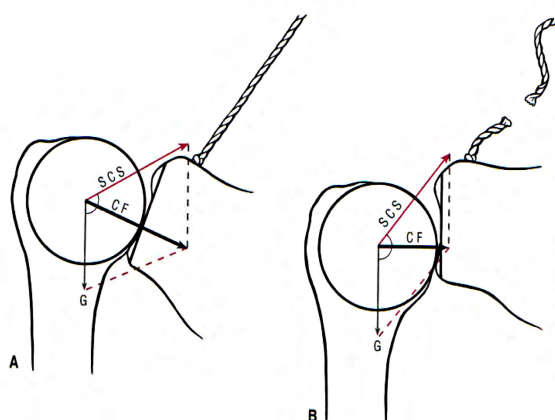


Σχήμα 2-14. Γληνοβραχιόνια άρθρωση.

Χαλαρή Προσαρμογή της Γληνοβραχιόνιας Άρθρωσης. Η αρθρική επιφάνεια της ωμογλήνης καλύπτει μόλις το ένα τρίτο της αρθρικής επιφάνειας της κεφαλής του βραχίονα. Η διαφορά αυτή επιτρέπει μόνο ένα μικρό μέρος της κεφαλής του βραχίονα να έρθει σε επαφή με την ωμογλήνη. Σε ένα μέσο ενήλικα, η διαμήκης διάμετρος της κεφαλής του βραχίονα είναι περίπου 1.9 φορές μεγαλύτερη από την αντίστοιχη διάμετρο της ωμογλήνης ενώ αντίστοιχα η εγκάρσια διάμετρος είναι 2.3 φορές μεγαλύτερη. Περιγράφοντας την γληνοβραχιόνια άρθρωση ως άρθρωση ball-and-socket, δίνεται η εσφαλμένη εντύπωση ότι η κεφαλή του βραχίονα προσαρμόζεται μέσα στην ωμογλήνη. Η ακριβής δομή της γληνοβραχιόνιας άρθρωσης μοιάζει περισσότερο σαν μια μπάλα γκολφ που ακουμπά σε ένα κέρμα διαμέτρου περίπου 24 mm. Η αρθρική σταθερότητα δεν επιτυγχάνεται από την προσαρμογή οστών, αλλά από την παθητική προένταση που παράγουν οι περιαρθρικοί συνδετικοί ιστοί και από ενεργές δυνάμεις που παράγονται από τους μύες.

Στατική Σταθερότητα της Γληνοβραχιόνιας Άρθρωσης. Κατά την ηρεμία, όταν τα χέρια στέκονται στο πλάι, η κεφαλή του βραχίονα παραμένει σταθερή έναντι της ωμογλήνης. Αυτή η σταθερότητα αναφέρεται ως στατική, καθώς υφίσταται υπό συνθήκες ηρεμίας. Ένα μηχανικό ανάλογο ελέγχου της στατικής σταθερότητας στην γληνοβραχιόνια άρθρωση, είναι μια μπάλα η οποία πιέζεται σε κεκλιμένο επίπεδο (Σχ. 2-15). Σε κατάσταση ηρεμίας, οι ανώτατες θυλακοειδείς δομές, συμπεριλαμβανομένου

του κορακοβραχιόνιου συνδέσμου, παρέχουν τις κύριες δυνάμεις σταθεροποίησης μεταξύ της βραχιόνιας κεφαλής και της ωμογλήνης. Συνδυάζοντας αυτό το διάνυσμα δύναμης με το διάνυσμα δύναμης λόγω βαρύτητας, προκύπτει μια θλιπτική ασφαλιστική δύναμη, κάθετη στην επιφάνεια της ωμογλήνης. Η θλιπτική δύναμη πιέζει απαλά τη κεφαλή του βραχίονα έναντι της ωμογλήνης, αποτρέποντας οποιαδήποτε κατάβαση του βραχίονα. Το κεκλιμένο επίπεδο της ωμογλήνης δρα επίσης, ως στήριγμα μέρους του βάρους του χεριού.

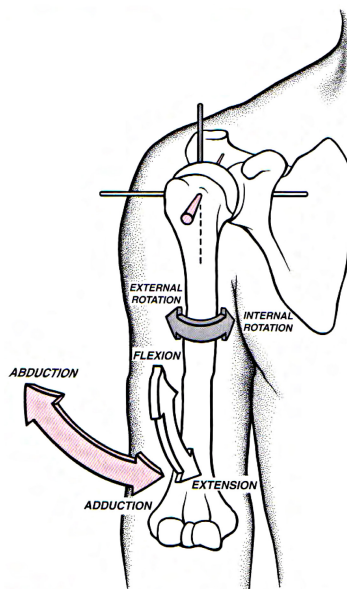


Σχήμα 2-15. Μηχανισμός στατικού κλειδώματος γληνοβραχιόνιας άρθρωσης. Το σχοινί συμβολίζει τη δύναμη που ασκεί ο μύς.

Ηλεκτρομυογραφικά δεδομένα, υποδεικνύουν ότι ο υπερακάνθιος, και σε μικρότερη έκταση ο οπίσθιος δελτοειδής, προσφέρουν μια δευτερεύουσα πηγή στατικής σταθερότητας, δημιουργώντας ενεργές δυνάμεις με διεύθυνση σχεδόν παράλληλη στο διάνυσμα της άνω θυλακοειδούς δύναμης. Ένα σημαντικό στοιχείο του μηχανισμού στατικής ασφάλισης, είναι η ωμοπλατοθωρακική θέση κατά την οποία η ωμογλήνη διατηρείται περιστραμμένη ελαφρώς προς τα πάνω. Η παθητική προένταση εντός των ανώτερων θυλακοειδών δομών είναι σημαντικά μειωμένη όταν η ωμοπλάτη χάνει την θέση, της προς τα πάνω περιστροφής. Μια επί μακρόν περιστραμμένη προς τα κάτω θέση, μπορεί να σχετίζεται με κακή στάση του σώματος ή μπορεί να είναι δευτερεύουσα αιτία παράλυσης ή εξασθένησης συγκεκριμένων μυών, όπως ο άνω τραπεζοειδής. Ανεξαρτήτως της αιτίας, απώλεια της άνω περιστραμμένης θέσης αυξάνει τη γωνία μεταξύ των διανυσμάτων δύναμης που δημιουργούνται από τις άνω θυλακοειδείς δομές και την βαρύτητα. Σε αυτή την περίπτωση, διανυσματική άθροιση μεταξύ αυτών των δυνάμεων, παράγει θλιπτική δύναμη μικρότερου μέτρου και η βαρύτητα είναι ικανή να παρασύρει το βραχίονα κάτωθι της ωμογλήνης. Τελικά, η γληνοβραχιόνια άρθρωση είναι πιθανό να καταστεί μηχανικά ασταθής και να επέλθει πλήρης εξάρθρωση.

Κινηματική Γληνοβραχιόνιας Άρθρωσης

Η γληνοβραχιόνια άρθρωση είναι μια ελεύθερη άρθρωση, εξαιτίας της κίνησής της, τριών βαθμών ελευθερίας. Οι κύριες κινήσεις της γληνοβραχιόνιας άρθρωσης είναι η έκταση και η προέκταση, η προσαγωγή και η απαγωγή, η έσω και έξω περιστροφή (Σχ. 2-16).



Σχήμα 2-16. Κινηματική γληνοβραχιόνιας άρθρωσης.

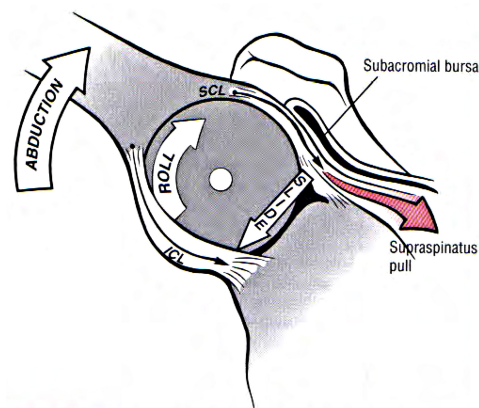
Ως αρχή του εύρους της κίνησης της γληνοβραχιόνιας άρθρωσης, ορίζεται η ανατομική θέση στις 0-μοίρες ή ένα ουδέτερο σημείο αναφοράς. Για παράδειγμα, στο οβελιαίο επίπεδο η έκταση περιγράφεται ως η περιστροφή του βραχίονα, πρόσθια της θέσης των 0-μοιρών. Αντιθέτως, η προέκταση περιγράφεται ως η περιστροφή του βραχίονα οπισθίως της θέσης των 0-μοιρών. Ο όρος υπέρ-προέκταση δε χρησιμοποιείται για την περιγραφή του φυσιολογικού εύρους κίνησης του ώμου.

Θεωρητικά κάθε εκούσια κίνηση της γληνοβραχιόνιας άρθρωσης, συνεπάγεται κίνηση της ωμοπλατοθωρακικής άρθρωσης, συμπεριλαμβανομένων των σχετικών κινήσεων της στερνοκλειδικής και ακρωμιοκλειδικής άρθρωσης. Ωστόσο, η συζήτηση που ακολουθεί, αφορά μεμονωμένα την κινηματική της γληνοβραχιόνιας άρθρωσης.

Απαγωγή και Προσαγωγή. Η απαγωγή και η προσαγωγή ορίζονται παραδοσιακά, ως η περιστροφή του βραχίονα στο πρόσθιο επίπεδο γύρω από έναν άξονα, προσανατολισμένο στη πρόσθια-οπίσθια διεύθυνση. Κατά την πλήρη απαγωγή, αυτός ο άξονας παραμένει εντός 6 mm του γεωμετρικού κέντρου της βραχιόνιας κεφαλής.

Στην αρθροκινηματική της απαγωγής, εμπλέκεται η κυρτή κεφαλή του βραχίονα, η οποία κυλά προς τα πάνω, ενώ ταυτόχρονα ολισθαίνει προς τα κάτω (Σχ. 2-17). Αυτή η κύλιση-ολίσθηση λαμβάνει χώρα, κατά μήκος ή κοντά στη διαμήκη διάμετρο της

ωμογλήνης. Η αρθροκινηματική της προσαγωγής είναι όμοια με αυτή της απαγωγής, αλλά συμβαίνει στην αντίθετη κατεύθυνση.

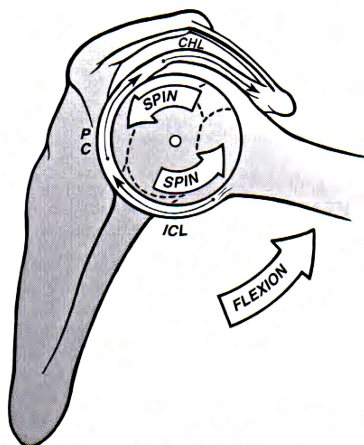


Σχήμα 2-17. Κινηματική γληνοβραχιόνιας άρθρωσης κατά την πλάγια απαγωγή.

Μέρος του υπερακάνθιου μυός, προσαρτάται στον άνω θύλακο της γληνοβραχιόνιας άρθρωσης. Όταν ο μυς συσπάται για τη δημιουργία κίνησης, δυνάμεις μεταφέρονται μέσω του θύλακου, προσφέροντας δυναμική σταθερότητα στην άρθρωση. Ως δυναμική σταθερότητα, ορίζεται η σταθερότητα που επιτυγχάνεται καθώς η άρθρωση κινείται. Κατά την εξέλιξη της απαγωγής, η προεξέχουσα βραχιόνια κεφαλή ξεδιπλώνει και τεντώνει τη μασχαλιαία θήκη του κάτω θυλακοειδούς συνδέσμου. Ο κάτω θύλακος εφελκύεται και λειτουργεί ως αιώρα που υποστηρίζει τη κεφαλή του βραχίονα. Υπερβολική δυσκαμψία του κάτω θύλακου λόγω παθήσεων, είναι δυνατό να περιορίσει το πλήρες εύρος της κίνησης της απαγωγής.

Στη γληνοβραχιόνια άρθρωση, λαμβάνουν χώρα περίπου 120 μοίρες της απαγωγής. Ωστόσο, έχει παρατηρηθεί ένα πλατύ εύρος τιμών. Η πλήρης ωμική απαγωγή, απαιτεί μια ταυτόχρονη συνεισφορά 60 μοιρών άνω περιστροφής της ωμοπλάτης, το οποίο θα αναλυθεί σε επόμενη ενότητα.

Έκταση και Προέκταση. Ως έκταση και προέκταση της γληνοβραχιόνιας άρθρωσης, ορίζεται η περιστροφή του βραχίονα στο οβελιαίο επίπεδο, γύρω από ένα μέσο πλευρικό άξονα περιστροφής. Εάν η κίνηση λαμβάνει χώρα αυστηρά στο οβελιαίο επίπεδο, αυτό οδηγεί στην περιστροφή της βραχιόνιας κεφαλής γύρω από ένα σχεδόν σταθερό σημείο του προσώπου της ωμογλήνης. Σε αυτή την περίπτωση, κύλιση ή ολίσθηση δεν είναι αναγκαίες. Η περιστροφική δράση της κεφαλής τεντώνει τις περισσότερες περιβαλλόμενες θυλακοειδείς δομές (Σχ. 2-18). Ο εφελκυσμός του τεντωμένου οπίσθιου θύλακου, είναι δυνατό να προκαλέσει μια ελαφρώς πρόσθια μετατόπιση του βραχίονα στη μέγιστη θέση της έκτασης.



Σχήμα 2-18. Πλάγια όψη έκταση της γληνοβραχιόνιας άρθρωσης.

Απευθείας μετρήσεις, έδειξαν ότι η έκταση που λαμβάνει χώρα στη γληνοβραχιόνια άρθρωση σχετίζεται με μια ελαφρώς έσω περιστροφή του βραχίονα. Αυτή η λεπτή κίνηση είναι δύσκολο να εκτιμηθεί με απλή παρατήρηση. Καθώς η γληνοβραχιόνια άρθρωση εκτείνεται πλέον των 90 μοιρών, ο εφελκυσμός του τενωμένου κορακοβραχιόνιου συνδέσμου είναι δυνατό να δημιουργήσει στο βραχίονα μια έσω ροπή στρέψης.

Τουλάχιστον 120 μοίρες έκτασης του χεριού, λαμβάνουν χώρα στη γληνοβραχιόνια άρθρωση. Η ικανότητα του ώμου να εκταθεί περίπου στις 180 μοίρες περιλαμβάνει την ταυτόχρονη προς τα πάνω περιστροφή της ωμοπλατοθωρακικής άρθρωσης.

Πλήρης έκταση του ώμου παρατηρείται σε μια θέση 45 έως 55 μοιρών πίσω από το μετωπιαίο επίπεδο. Η μέγιστη θέση αυτής της κίνησης εκτείνει τους πρόσθιους θυλακοειδείς συνδέσμους, προκαλώντας μια ελαφρώς πρόσθια κλίση της ωμοπλάτης. Αυτή η πρόσθια κλίση είναι δυνατό να ενισχύσει το εύρος της προς τα πίσω έκτασης.

Έσω και Έξω Περιστροφή. Από τη σκοπιά της ανατομικής θέσης, έσω και έξω περιστροφή της γληνοβραχιόνιας άρθρωσης ορίζεται η αξονική περιστροφή του βραχίονα στο οριζόντιο επίπεδο. Αυτή η περιστροφή, λαμβάνει χώρα γύρω από έναν κατακόρυφο ή διαμήκη άξονα και διατρέχει τον άξονα του βραχίονα. Η αρθροκινηματική της έξω περιστροφής λαμβάνει χώρα επί των εγκάρσιων διαμέτρων της βραχιόνιας κεφαλής και της ωμογλήνης. Η βραχιόνια κεφαλή κυλιέται προς τα πίσω και ταυτόχρονα ολισθαίνει προς τα εμπρός επί της ωμογλήνης. Η αρθροκινηματική της έσω περιστροφής είναι όμοια, μόνο που η διεύθυνση της κύλισης και της ολίσθησης είναι αντίθετη.

Η ταυτόχρονη κύλιση και ολίσθηση της έσω και έξω περιστροφής, επιτρέπει την κύλιση της κατά πολύ μεγαλύτερης εγκάρσιας διαμέτρου της βραχιόνιας κεφαλής, πάνω στην κατά πολύ μικρότερη επιφάνεια της ωμογλήνης. Η μεγάλης σημασίας φυσιολογία, των πρόσθιων και οπίσθιων ολίσθησεων είναι φανερή, εάν γίνει η υπόθεση ότι η βραχιόνια κεφαλή κυλιέται επί της εγκάρσιας διαμέτρου της ωμογλήνης. Εάν για παράδειγμα, λαμβάνει χώρα έξω περιστροφή 75 μοιρών με τη μορφή οπίσθιας κύλισης, χωρίς μια

ταυτόχρονη πρόσθια ολίσθηση, η κεφαλή μετατοπίζεται προ τα πίσω, περίπου 38 mm. Αυτή η μετατόπιση εξαρθρώνει πλήρως την άρθρωση, επειδή η συνολική εγκάρσια διάμετρος της ωμογλήνης είναι μόνο 25 mm. Ωστόσο υπό φυσιολογικές συνθήκες η πλήρης έξω περιστροφή, οδηγεί σε μια πρόσθια μετατόπιση μόνο 1-2 mm της βραχιόνιας κεφαλής, καταδεικνύοντας ότι η προς τα πίσω κύλιση συνοδεύεται από μια αντισταθμιστική πρόσθια ολίσθηση.

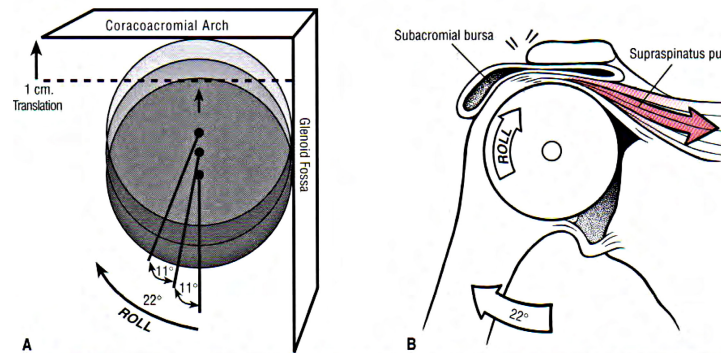
Από τη σκοπιά της ανατομικής θέσης, περίπου 75 έως 85 μοίρες έσω περιστροφής και 60 έως 70 μοιρών έξω περιστροφής είναι συνήθως εφικτές, ωστόσο μεταξύ διαφορετικών ατόμων παρατηρείται μεγάλη μεταβλητότητα στις τιμές αυτές. Στη θέση 90 μοιρών της απαγωγής, το εύρος της κίνησης της έξω περιστροφής αυξάνει περίπου στις 90 μοίρες. Η μέγιστη έσω περιστροφή συνήθως περιλαμβάνει ανάπτυξη της ωμοπλάτης ενώ η μέγιστη έξω περιστροφή συνήθως περιλαμβάνει σύμπτυξη της ωμοπλάτης.

Η Σημασία της Κύλισης-Ολίσθησης στη Γληνοβραχιόνια Άρθρωση

Η αρθροκινηματική της κύλισης-ολίσθησης είναι ουσιώδης, για την ολοκλήρωση του πλήρους εύρους απαγωγής. Η διαμήκης διάμετρος της διαρθρικής επιφάνειας της βραχιόνιας κεφαλής, είναι σχεδόν διπλάσια σε μέγεθος της διαμήκου διαμέτρου της ωμογλήνης. Η αρθροκινηματική της απαγωγής καταδεικνύει, ότι η ταυτόχρονη κύλιση και ολίσθηση επιτρέπουν σε μια μεγάλη κυρτή επιφάνεια να ολισθήσει επί μιας κατά πολλή μικρότερης κοίλης επιφάνειας, χωρίς να εκτραπεί της διαρθρικής επιφάνειας.

Κατά τη διάρκεια της απαγωγής, η απουσία κάποιας σημαντικής προς τα κάτω ολίσθησης, έχει ως αποτέλεσμα την πρόσκρουση της κεφαλής με το κορακοακρωμιακό τόξο κατά την κύλιση της βραχιόνιας κεφαλής προς τα πάνω. Το κορακοακρωμιακό τόξο λειτουργεί ως οροφή της γληνοβραχιόνιας άρθρωσης και σε έναν υγιή ενήλικα, υπάρχει απόσταση μόνο 1 cm μεταξύ της κάτω επιφάνειας του τόξου και της βραχιόνιας κεφαλής. Ωστόσο, η κύλιση της βραχιόνιας κεφαλής επί της ωμογλήνης χωρίς την ταυτόχρονη προς τα κάτω ολίσθηση, θα οδηγούσε σε μετατόπιση της κεφαλής και την κάλυψη του διαθέσιμου κορακοακρωμιακού χώρου των 10 mm, μέσα σε μόλις 22 μοίρες απαγωγής του άνω άκρου (Σχ. 2-19). Σε αυτή την περίπτωση, προκαλείται πρόσκρουση της κεφαλής του βραχίονα με τον υπερακάνθιο μυ και τον αντίστοιχο τένοντα καθώς και του ορογόνου θυλάκου με το κορακοακρωμιακό τόξο. Αυτή η πρόσκρουση είναι επώδυνη, αποτρέποντας την περαιτέρω απαγωγή. *In-vivo* ραδιογραφικές μετρήσεις σε υγιείς ώμους, έδειξαν ότι κατά τη διάρκεια απαγωγής στο επίπεδο της ωμοπλάτης, η βραχιόνια κεφαλή παραμένει ιδιαίτερος σταθερή ή είναι πιθανό να μετατοπιστεί προς τα πάνω κατά μια αμελητέα απόσταση. Η ταυτόχρονη προς τα κάτω ολίσθηση της βραχιόνιας κεφαλής, αντισταθμίζει το μεγαλύτερο μέρος της εγγενούς τάσης της βραχιόνιας κεφαλής να

μετατοπιστεί προς τα πάνω. Σε υγιή άτομα, ο μηχανισμός αντιστάθμισης παρέχει αρκετό χώρο στον υπερακάνθιο τένοντα και στον υποακρωμιακό ορογόνο θύλακο.

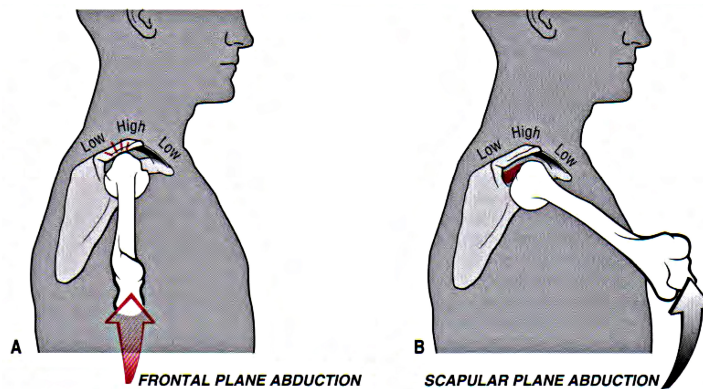


Σχήμα 2-19. Μοντέλο γληνοβραχιόνιας άρθρωσης.

Απαγωγή επί του μετωπιαίου επιπέδου σε σύγκριση με το επίπεδο της ωμοπλάτης

Η απαγωγή του ώμου στο πρόσθιο επίπεδο, χρησιμοποιείται συχνά ως αντιπροσωπευτική κίνηση αξιολόγησης της πλήρους λειτουργίας του ώμου. Ωστόσο η κίνηση αυτή, δεν είναι απολύτως φυσική. Η ανύψωση του βραχίονα στο επίπεδο της ωμοπλάτης (δηλαδή περίπου 35 μοίρες πρόσθια του μετωπιαίου επιπέδου), είναι γενικά μια πιο λειτουργική και φυσική κίνηση.

Οι λειτουργικές διαφορές μεταξύ της απαγωγής στο μετωπιαίο επίπεδο και της απαγωγής στο επίπεδο της ωμοπλάτης μπορούν να απεικονιστούν με το ακόλουθο παράδειγμα. Κατά την απαγωγή του ώμου στη μέγιστη θέση επί του μετωπιαίου επιπέδου, ενώ συνειδητά αποφεύγεται οποιαδήποτε έξω περιστροφή, παρατηρείται ότι υπάρχει δυσκολία ή ακόμα και ανικανότητα στην ολοκλήρωση αυτής της κίνησης. Αυτό συμβαίνει, διότι το μείζων όγκωμα του βραχίονα συμπιέζει τα στελέχη, που περιλαμβάνει ο υποακρωμιακός χώρος έναντι του κάτω άκρου του κορακοακρωμιακού τόξου (Σχ. 2-20).



Σχήμα 2-20. Πλάγια όψη απαγωγής του βραχίονα στο πρόσθιο επίπεδο και στο επίπεδο της ωμοπλάτης.

Προκειμένου να ολοκληρωθεί η πλήρης απαγωγή επί του μετωπιαίου επιπέδου, κατά την προσπάθεια απαγωγής πρέπει να ενσωματωθεί και η εξωτερική περιστροφή του βραχίονα. Με αυτό, διασφαλίζεται ότι το προεξέχων και μείζων όγκωμα δε παρεμβάλλεται στο οπίσθιο άκρο της κάτω επιφάνειας του ακρωμίου.

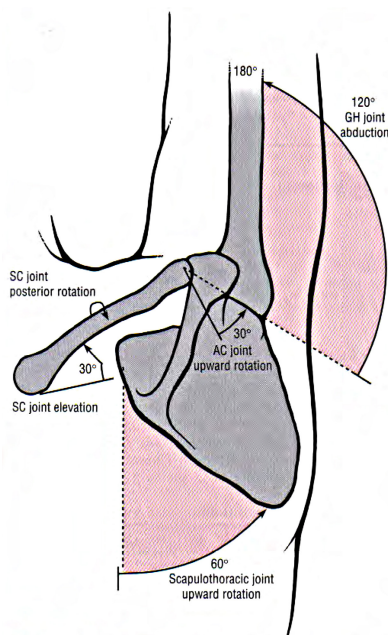
Ακολουθως, κατά την απαγωγή του χεριού στο επίπεδο της ωμοπλάτης, η κίνηση της απαγωγής μπορεί να εκτελεστεί συνήθως, χωρίς την ανάγκη έξω περιστροφής του ώμου. Η πρόσκρουση αποφεύγεται καθώς η απαγωγή επί του επιπέδου της ωμοπλάτης τοποθετεί το άκρο του μεγαλύτερου ογκώματος κάτω από το σχετικά υψηλό σημείο του κορακοακρωμιακού τόξου. Η απαγωγή στο επίπεδο της ωμοπλάτης επιτρέπει επίσης, τη φυσική αναστροφή της βραχιόνιας κεφαλής ώστε να ταιριάζει πιο άμεσα μέσα στην ωμογλήνη. Τα πλησιέστερα και απομακρυσμένα προσαρτήματα του υπερακάνθιου μυός τοποθετούνται κατά μήκος μιας ευθείας γραμμής. Αυτές οι μηχανικές διαφορές μεταξύ της απαγωγής επί του μετωπιαίου επιπέδου και του επιπέδου της ωμοπλάτης, πρέπει να λαμβάνονται υπόψη κατά την εξέταση και θεραπεία ασθενών με ωμικές δυσλειτουργίες και ιδιαίτερος όταν υπάρχει υποψία για χρόνια πρόσκρουση.

2.3.5 Συνολική Κινηματική του Ωμου κατά την Απαγωγή

Ωμοπλατοβραχιόνιος Ρυθμός

Η μελέτη με τις περισσότερες αναφορές, που αφορά την κινηματική της απαγωγής του ώμου δημοσιεύτηκε από τον Inman et al. [13]. Αυτή η ιστορική έρευνα εστιάζει στην απαγωγή του ώμου επί του μετωπιαίου επιπέδου. Ο Inman, έγραψε ότι η απαγωγή ή η έκταση της γληνοβραχιόνιας άρθρωσης συμβαίνουν με ταυτόχρονη άνω περιστροφή της ωμοπλάτης, μια παρατήρηση η οποία αναφέρεται ως ωμοπλατοβραχιόνιος ρυθμός.

Στον υγιή ώμο, υπάρχει ένας φυσικός κινηματικός ρυθμός ή συγχρονισμός μεταξύ της γληνοβραχιόνιας απαγωγής και της προς τα πάνω ωμοπλατοθωρακικής περιστροφής. Ο Inman αναφέρει ότι αυτός ο ρυθμός είναι εξαιρετικά σταθερός κατά το μεγαλύτερο μέρος της απαγωγής και λαμβάνει χώρα με μια αναλογία 2:1. Για κάθε 3 μοίρες απαγωγής του ώμου, 2 μοίρες λαμβάνουν χώρα εξαιτίας της απαγωγής της γληνοβραχιόνιας άρθρωσης, ενώ η ωμοπλατοθωρακική άρθρωση συνεισφέρει 1 μοίρα κατά την άνω περιστροφή. Βάσει αυτού του ρυθμού, το πλήρες τόξο 180 μοιρών της ωμικής απαγωγής, είναι αποτέλεσμα της ταυτόχρονης απαγωγής της γληνοβραχιόνιας άρθρωσης κατά 120 μοίρες και της άνω περιστροφής της ωμοπλατοθωρακικής άρθρωσης κατά 60 μοίρες (Σχ. 2-21).



Σχήμα 2-21. Ωμοπλατοβραχιόνιος ρυθμός 2:1.

Από την εποχή της αρχικής εργασίας του Inman το 1944 μέχρι και σήμερα, έχουν μεσολαβήσει επιπρόσθετες μελέτες της κινηματικής της απαγωγής του ώμου με έμφαση στην κίνηση επί του επιπέδου της ωμοπλάτης καθώς και της κίνησης κατά την ανύψωση διάφορων φορτίων. Οι μελέτες αυτές αναφέρουν ένα ελαφρώς διαφορετικό και λιγότερο σταθερό, ωμοπλατοβραχιόνιο ρυθμό. Για παράδειγμα στο 12 μεταξύ 21 και 82 μοιρών απαγωγής αναφέρεται μια μέση αναλογία περιστροφής γληνοβραχιονίου και ωμοπλάτης 3.29:1. Μεταξύ 82 και 139 μοιρών απαγωγής παρατηρήθηκε αναλογία 0.71:1, ενώ μεταξύ 139 και 179 μοιρών της απαγωγής αναφέρεται αναλογία 1.25:1. Ανεξαρτήτως των διαφορετικών αναλογιών που αναφέρονται στη βιβλιογραφία, η αναλογία 2:1 του Inman παραμένει σημαντικό αξίωμα στην αξιολόγηση της κίνησης του ώμου, μέχρι και σήμερα. Είναι εύκολο να το θυμάται κανείς, ενώ παράλληλα βοηθά στην σύλληψη της συνολικής σχέσης μεταξύ της κίνησης της ωμοπλάτης και του βραχίονα, όσον αφορά την πλήρη απαγωγή των 180 μοιρών του ώμου.

Αλληλεπίδραση Στερνοκλειδικής και Ακρωμιοκλειδικής Άρθρωσης

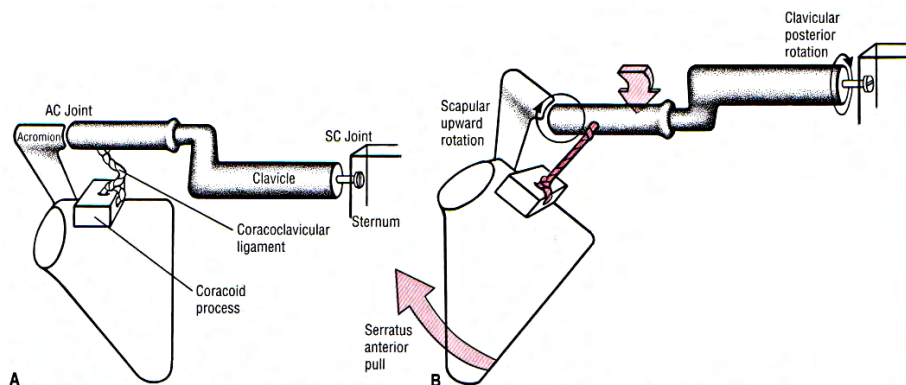
Η έρευνα του Inman ήταν η πρώτη κύρια μελέτη μέτρησης της συνεισφοράς της στερνοκλειδικής και ακρωμιοκλειδικής άρθρωσης στην προς τα πάνω πλήρη ωμοπλατοθωρακική περιστροφή 60 μοιρών. Τα ακόλουθα δεδομένα βασίζονται σε αυτή την έρευνα. Οι 180 μοίρες απαγωγής έχουν χωριστεί σε μια πρώιμη και μια ύστερη φάση.

Πρώιμη Φάση: Απαγωγή του Ωμου στις 90 μοίρες. Υποθέτοντας μια αναλογία ωμοπλατοβραχιόνιου ρυθμού 2:1, η απαγωγή του ώμου μέχρι τις 90 μοίρες λαμβάνει χώρα ως άθροιση της γληνοβραχιόνιας απαγωγής —60 μοιρών— και της ωμοπλατοθωρακικής

άνω περιστροφής -30 μοιρών. Οι 30 μοίρες της άνω περιστροφής γίνεται κατά κύριο λόγο, με συγχρονισμένη ανύψωση της κλείδας κατά 20 έως 25 μοίρες στην στερνοκλειδική άρθρωση και 5 έως 10 μοιρών άνω περιστροφής στην ακρωμιοκλειδική άρθρωση. Ταυτόχρονα, στην ακρωμιοκλειδική άρθρωση λαμβάνουν χώρα επιπλέον λεπτές περιστροφικές διορθώσεις.

Ύστερη Φάση: Απαγωγή του Ωμου από τις 90 στις 180 μοίρες. Η ωμική απαγωγή από τις 90 στις 180 μοίρες πραγματοποιείται ως άθροιση 60 επιπλέον μοιρών της γληνοβραχιόνιας άρθρωσης και 30 επιπρόσθετων μοιρών ωμοπλατοθωρακικής περιστροφής προς τα πάνω. Κατά τη διάρκεια αυτής της ύστερης φάσης, η κλείδα ανυψώνεται επιπρόσθετα μόνο κατά 5 μοίρες στην στερνοκλειδική άρθρωση. Αντιθέτως, η ωμοπλάτη περιστρέφεται προς τα πάνω επί της ακρωμιοκλειδικής άρθρωσης κατά 20 έως 25 μοίρες. Στο τέλος της απαγωγής των 180 μοιρών, οι 60 μοίρες της προς τα πάνω ωμοπλατοθωρακικής περιστροφής, μπορεί να θεωρηθεί ότι αντιπροσωπεύονται από 30 μοίρες ανύψωσης στην στερνοκλειδική άρθρωση και 30 μοίρες άνω περιστροφής στην ακρωμιοκλειδική άρθρωση.

Προς τα Πίσω Περιστροφή της Κλείδας. Ο Inman, κατέστη δυνατό να καταδείξει μέσω *in-vivo* τεχνικών, ότι η κλείδα περιστρέφεται περίπου 40 μοίρες κατά την ύστερη φάση της ωμικής απαγωγής. Ο μηχανισμός ο οποίος οδηγεί την περιστροφή παρουσιάζεται στο (Σχ. 2-22).



Σχήμα 2-22. Μηχανισμός προς τα πίσω περιστροφής της δεξιάς κλείδας.

Στην αρχή της ωμικής απαγωγής, η ωμοπλάτη αρχίζει να περιστρέφεται προς τα πάνω επί της ακρωμιοκλειδικής άρθρωσης, τεντώνοντας το σχετικά δύσκαμπτο κορακοκλειδικό σύνδεσμο. Η αδυναμία αυτού του συνδέσμου να επιμηκυνθεί περιορίζει επιπροσθέτως την προς τα πάνω περιστροφή σε αυτή την άρθρωση. Σύμφωνα με τον Inman, η περιοχή κωνοειδούς ογκώματος της κλείδας εφελκύεται εντός του τεταμένου συνδέσμου. Η εφαρμογή της δύναμης περιστρέφει προς τα πίσω, την σχήματος μοχλού,

κλείδα. Αυτή η περιστροφή τοποθετεί το κλειδικό προσάρτημα του κορακοκλειδικού συνδέσμου πιο κοντά στη κορακοειδή απόφυση, αποφορτίζοντας ελαφρώς το σύνδεσμο και επιτρέποντας στην ωμοπλάτη να ολοκληρώσει τις 30 μοίρες άνω περιστροφής που απομένουν. Τέλος, ο Inman περιγράφει αυτό το μηχανισμό ως «θεμελιώδες χαρακτηριστικό της κίνησης του ώμου» μιας και χωρίς αυτό δεν είναι δυνατή μια ολοκληρωμένη ωμική απαγωγή.

2.4 Συμπεράσματα

Σε αυτό το κεφάλαιο παρουσιάστηκαν πλήρως η σκελετική ανατομία της άρθρωσης ώμου και η κινηματική όλων των επιμέρους αρθρώσεων που την αποτελούν. Παρουσιάστηκαν στοιχεία της στατικής σταθερότητας του ώμου και έγινε αναφορά των πιο βασικών παθήσεων. Τέλος, δόθηκε ιδιαίτερη έμφαση στα χαρακτηριστικά του ωμοπλατιαίου ρυθμού, ενός φαινομένου που όπως θα δούμε στο Κεφ. 3, επηρεάζει απόλυτα το κέντρο περιστροφής της γληνοβραχιόνιας άρθρωσης.

3 Μελέτη Μεθόδων Υπολογισμού Κέντρων Περιστροφής

3.1 Εισαγωγή

Έχει γίνει σαφές τόσο από το Κεφ. 1 όσο και από το Κεφ. 2, ότι η μοντελοποίηση της κινηματικής της άρθρωσης του ώμου είναι ιδιαίτερος πολύπλοκη, καθώς εμπλέκονται πολλαπλοί σύνδεσμοι, ενώ είναι αναγκαίο να ληφθεί υπόψη η μεταβολή του κέντρου περιστροφής κατά την εκτέλεση κινήσεων του άνω άκρου. Την τελευταία δεκαετία, με τη βοήθεια νέων μη διεισδυτικών ή επώδυνων μεθόδων για τη λήψη δεδομένων από το ανθρώπινο σώμα, όπως τα οπτο-ηλεκτρονικά συστήματα καταγραφής κίνησης, δημιουργήθηκε και η ανάγκη υλοποίησης μοντέρνων αλγορίθμων υψηλής ακρίβειας για την εύρεση των κέντρων περιστροφής αρθρώσεων του σκελετικού συστήματος. Σε αυτό το κεφάλαιο παρουσιάζεται μια εκτενής μελέτη των διαφόρων μεθόδων που χρησιμοποιούνται για την εύρεση κέντρου περιστροφής της άρθρωσης ώμου.

Αρχικό κίνητρο αυτής της μελέτης, ήταν η εύρεση της καταλληλότερης μεθόδου υπολογισμού της τροχιάς των στιγμιαίων κέντρων περιστροφής της γληνοβραχιόνιας άρθρωσης, με σκοπό την οδήγηση εξωσκελετικού συστήματος υποβοήθησης ή αποκατάστασης παθήσεων του ώμου. Ωστόσο, κατά την πορεία της μελέτης παρατηρήθηκε ότι η χρήση των μεθόδων εύρεσης κέντρου περιστροφής μεταξύ διαφορετικών εφαρμογών, δεν είναι απόλυτα σαφής. Παραδείγματος χάριν, ένα μεγάλο σύνολο μεθόδων που έχουν δημοσιευθεί στην ερευνητική περιοχή της εμβιομηχανικής, ειδικά για σφαιρικές αρθρώσεις όπως είναι η γληνοβραχιόνια άρθρωση, δεν χρησιμοποιούνται από τους ερευνητές σχεδιασμού και υλοποίησης εξωσκελετικών συστημάτων δυναμικού κέντρου περιστροφής. Ως εκ τούτου, στην ανάλυση που ακολουθεί κρίνεται απαραίτητος ο αρχικός διαχωρισμός των δύο ερευνητικών περιοχών προκειμένου να αποσαφηνιστούν οι διαφορετικές προσεγγίσεις που ακολουθούνται εκατέρωθεν.

3.2 Διερεύνηση Προσεγγίσεων

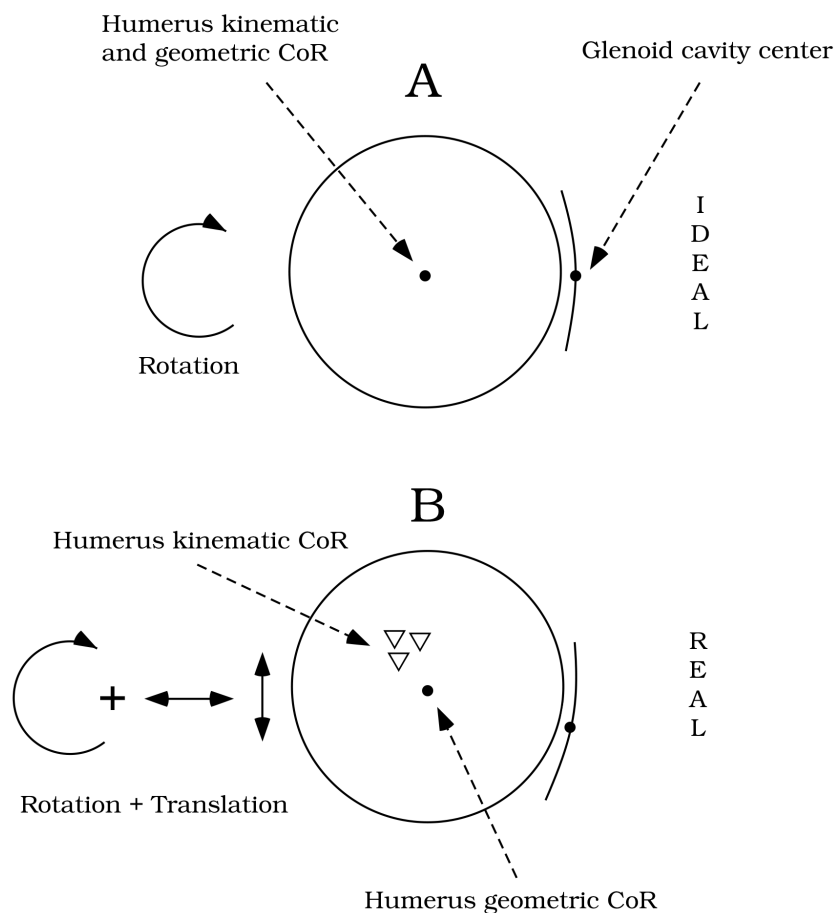
Αρκετοί ερευνητές κατά το παρελθόν, έχουν συγκρίνει διαφορετικές μεθόδους εύρεσης κέντρων περιστροφής [7], [15], [16]. Ωστόσο, σε όλες τις συγκριτικές μελέτες αλλά και στην πλειοψηφία της ευρύτερης βιβλιογραφίας της εμβιομηχανικής, παρατηρήθηκε ότι ειδικά για την περίπτωση της άρθρωσης ώμου, οι μέθοδοι που έχουν σχεδιαστεί και συγκριθεί αναφέρονται στον υπολογισμό ενός λειτουργικού (*functional*) ή μέσου (*average*) κέντρου περιστροφής της γληνοβραχιόνιας άρθρωσης, καθ' όλη τη διάρκεια της κίνησης του άνω άκρου. Επιπλέον, στη μελέτη αυτή έγινε αντιληπτό ότι υπάρχουν αναφορές σε μετατοπίσεις της κεφαλής του βραχίονα (*ball excursions*) επί της ωμογλήνης της τάξεως των 3–5 mm [24], με αποτέλεσμα το κινηματικό κέντρο περιστροφής της, να εντοπίζεται σε μια ακτίνα 6 mm γύρω από το γεωμετρικό κέντρο της κεφαλής. Ωστόσο, οι μετατοπίσεις αυτές είναι τοπικές (*local*) και αφορούν το ζήτημα της μοντελοποίησης της γληνοβραχιόνιας άρθρωσης ως *ball-and-socket* (σφαιρικής) άρθρωσης⁶.

Γενικά ως σφαιρική θεωρείται μια άρθρωση, που αποτελείται από δύο μέρη, το εξάρτημα και τον υποδοχέα —για την περίπτωση του ώμου, την κεφαλή του βραχίονα και την ωμογλήνη, αντίστοιχα. Η σφαιρική κυρτή επιφάνεια του εξαρτήματος συνταιριάζει απόλυτα με τη σφαιρική κοίλη επιφάνεια του υποδοχέα και επιτρέπεται περιστροφική κίνηση προς κάθε κατεύθυνση. Κατά την εκτέλεση των περιστροφικών κινήσεων, το γεωμετρικό κέντρο του εξαρτήματος ταυτίζεται με το κινηματικό κέντρο περιστροφής, ενώ ταυτόχρονα διατηρεί σταθερή θέση σχετικά με το κέντρο της κοιλότητας του υποδοχέα, σε όλο το εύρος της κίνησης.

Στην περίπτωση όμως της γληνοβραχιόνιας άρθρωσης, η συναρμογή των συνεργαζόμενων επιφανειών της κεφαλής του βραχίονα και της ωμογλήνης, χαρακτηρίζεται ως χαλαρή (23). Εξαιτίας των διαφορετικών γεωμετρικών μεγεθών της κεφαλής του βραχίονα και της ωμογλήνης, κατά την απαγωγή (ανύψωση) του άνω άκρου, παρατηρούνται τοπικά οι μικρές μετατοπίσεις που προαναφέρθηκαν. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα, το γεωμετρικό κέντρο της κεφαλής να μην ταυτίζεται με το κινηματικό κέντρο περιστροφής της γληνοβραχιόνιας άρθρωσης. Ως εκ τούτου, η κίνηση μπορεί να θεωρηθεί ως συνδυασμός περιστροφής (*rotation*) και μεταφοράς (*translation*) της κεφαλής πάνω στην κοιλότητα της ωμογλήνης (Σχ. 3-1). Παρόλα αυτά, η γληνοβραχιόνια άρθρωση μοντελοποιείται ευρύτερα ως *ball-and-socket*, για λόγους απλούστευσης. Ως εκ τούτου, η αναλυτική παράθεση των συγκεκριμένων μεθόδων που θα ακολουθήσει, μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως οδηγός για την εφαρμογή τους και σε άλλες αρθρώσεις του

⁶ ball-and-socket joint. “American Heritage® Dictionary of the English Language, Fifth ed.,” www.thefreedictionary.com. [Online]. Available: <http://www.thefreedictionary.com/ball-and-socket+joint> [Accessed: Mar. 7, 2015].

σκελετικού συστήματος πέραν του ώμου, όπου απαιτείται η εύρεση κέντρου ή άξονα περιστροφής.

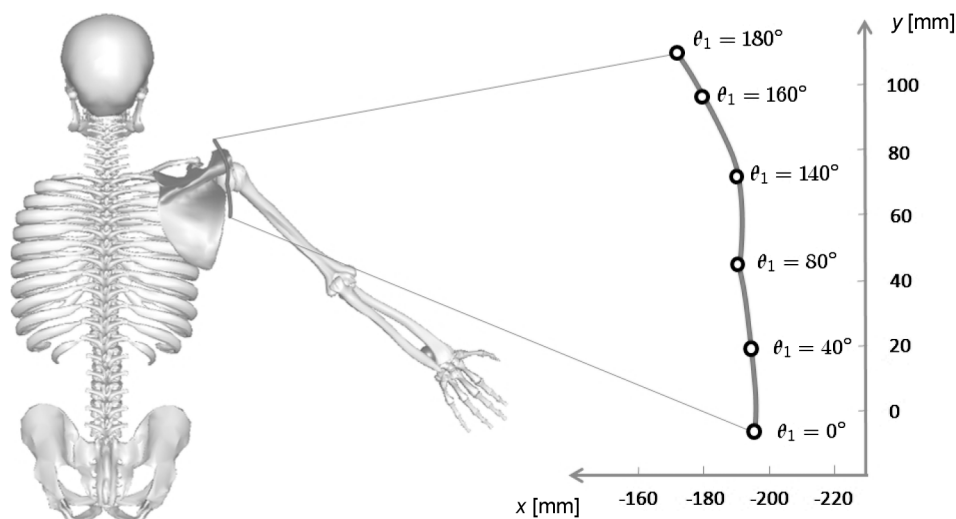


Σχήμα 3-1. Απεικόνιση κέντρου περιστροφής άρθρωσης (ιδανική και πραγματική περίπτωση).

Όμως, σε αυτό το σημείο πρέπει να τονισθεί ότι η εν λόγω μεταβολή —της τάξεως των χιλιοστών— του κέντρου περιστροφής της γληνοβραχιόνιας άρθρωσης μπορεί να οδηγήσει σε παρερμηνείες. Στην περίπτωση σχεδιασμού ενός εξωσκελετού του ώμου με κινούμενο κέντρο περιστροφής, αναζητείται η μεταβολή που προκαλείται κατά κύριο λόγο, από τις καθολικές (*global*) μετατοπίσεις της κεφαλής του βραχιόνιου οστού (Σχ. 3-2). Αυτές οι μετατοπίσεις οφείλονται στην ύπαρξη του ωμοπλατοβραχιόνιου ρυθμού και είναι της τάξεως των εκατοστών. Θεωρητικά, είναι πιθανό να ενσωματώνουν και τις μικρές μετατοπίσεις που συμβαίνουν μέσα στο θόλο της γληνοβραχιόνιας άρθρωσης. Αυτή η υπόθεση είναι καλό να καταγραφεί, μιας και από τη μελέτη της βιβλιογραφίας δεν προκύπτει αντίστοιχη αναφορά.

Επιπλέον, οι μετατοπίσεις αυτές εξαρτώνται από το μέγεθος της ανάπτυξης των οστών, την ηλικία ακόμη και την αθλητική κατάσταση του εκάστοτε ανθρώπου. Παραδείγματος χάριν, σε έναν άνθρωπο ύψους 1.80 m, η τροχιά που ακολουθεί η βραχιόνια κεφαλή κατά την ανύψωση του άνω άκρου, υπό φυσιολογικές συνθήκες, είναι μεγαλύτερη απ' ό,τι σε έναν άνθρωπο ύψους 1.60 m. Ωστόσο, για λόγους απλούστευσης συνήθως γίνεται

η παραδοχή, ότι μεταξύ ανθρώπων του ίδιου ύψους δεν υπάρχει διαφορά στο μέγεθος της μετατόπισης της βραχιόνιας κεφαλής [20].



Σχήμα 3-2. Τροχιά μετατόπισης κεφαλής βραχίονα κατά την ανύψωση του άνω άκρου [20].

Η εύρεση της τροχιάς των στιγμιαίων κέντρων περιστροφής της άρθρωσης ώμου σε όλο το εύρος κίνησης του άνω άκρου είναι μείζονος σημασίας, ώστε εξωσκελετικές διατάξεις που ενσωματώνουν την πληροφορία της ανατομικής τροχιάς του κέντρου περιστροφής της γληνοβραχιόνιας άρθρωσης, να είναι πλήρως λειτουργικές και συμβατές, με τη φυσιολογία της κίνησης του άνω άκρου. Βάσει της μελέτης που πραγματοποιήθηκε, δεν προκύπτει διαδεδομένη χρήση των προηγούμενων μεθόδων για το σκοπό αυτό. Η πεποίθηση αυτή τεκμηριώνεται από το γεγονός ότι ερευνητές που ασχολούνται με το σχεδιασμό και την υλοποίηση εξωσκελετών ώμου δυναμικού κέντρου περιστροφής, δεν αναφέρονται στις προηγούμενες μεθόδους πλην μεμονωμένων περιπτώσεων [35]. Επιπλέον, με τη μελέτη του προβλήματος από τη σκοπιά αυτής της ερευνητικής περιοχής, προκύπτει ότι δεν υπάρχει συγκριτική μελέτη των μεθόδων που εφαρμόζονται για την εύρεση των καθολικών μετατοπίσεων και της τροχιάς μεταβλητού κέντρου περιστροφής της γληνοβραχιόνιας άρθρωσης.

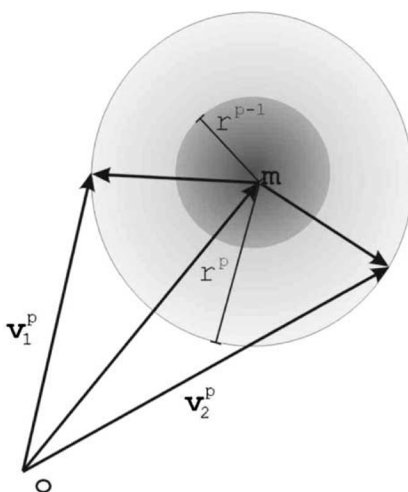
Στη βιβλιογραφία, οι μέθοδοι εύρεσης κέντρου περιστροφής κατηγοριοποιούνται στις λεγόμενες λειτουργικές μεθόδους (*functional methods*), στις μεθόδους μετασχηματισμού (*transformation methods*) και στις μεθόδους παλινδρόμησης (*regression methods*). Στην παρουσίαση των μεθόδων που ακολουθεί, είναι αναγκαία και η παράθεση μιας τέταρτης κατηγορίας μεθόδων που απαντώνται ειδικά σε εφαρμογές εξωσκελετών με προσαρμοζόμενο κέντρο περιστροφής.

3.3 Λειτουργικές Μέθοδοι

Οι λειτουργικές μέθοδοι ανήκουν στην ευρύτερη κατηγορία μεθόδων προσαρμογής σφαίρας (*sphere fit methods*), και η λύση του κέντρου περιστροφής, δίνεται σε κλειστή (αναλυτική) μορφή. Αυτή η κατηγορία μεθόδων, υποθέτει ότι όλοι οι προσαρτημένοι δείκτες σε κάποιο τμήμα του σώματος, παραμένουν σε σταθερή απόσταση από το κέντρο περιστροφής. Η υπόθεση αυτή είναι λογική, εφόσον υπάρχει κάποιο άλλο τμήμα που μπορεί να θεωρηθεί ακίνητο. Γι' αυτό το λόγο, οι λειτουργικές μέθοδοι μπορούν να εφαρμοστούν μετά από μετασχηματισμό των συντεταγμένων των δεικτών ενός απομακρυσμένου τμήματος (*distal segment*), ως προς ακίνητο σύστημα συντεταγμένων ενός τμήματος πλησίον του κέντρου περιστροφής (*proximal segment*). Στη συνέχεια παρατίθενται οι πιο γνωστές λειτουργικές μέθοδοι και η μαθηματική περιγραφή τους.

3.3.1 Μέθοδος Gamage-Lasenby

Η μέθοδος των Gamage-Lasenby [9], θεωρείται η καλύτερη μέθοδος υπολογισμού άρθρωσης σταθερού κέντρου περιστροφής [15]. Βασίζεται στην υπόθεση ότι κάθε δείκτης προσαρτημένος σε κινούμενο μέλος του σκελετικού συστήματος, σχηματίζει σφαίρα με κέντρο, το κέντρο περιστροφής —για την περίπτωση σφαιρικής άρθρωσης ή κύκλο γύρω από τον άξονα περιστροφής —για την περίπτωση κυλινδρικής άρθρωσης. Πιο συγκεκριμένα θεωρούν ότι, οι ακμές των διανυσμάτων θέσης, των δεικτών P , πρέπει να κείτονται επί σφαιρών κοινού κέντρου (Σχ. 3-3).



Σχήμα 3-3. Απεικόνιση μεθόδου Gamage-Lasenby.

Εάν, με \mathbf{v}_k^p παρίσταται το διάνυσμα p τη χρονική στιγμή k , με \mathbf{m} το κέντρο περιστροφής και με r^p η ακτίνα της σφαίρας που σχηματίζεται από το διάνυσμα p , ο

υπολογισμός γίνεται με τη λογική των ελαχίστων τετραγώνων, μέσω της συνάρτησης κόστους,

$$C = \sum_{p=1}^P \sum_{k=1}^N \left[(\mathbf{v}_k^p - \mathbf{m})^2 - (r^p)^2 \right]^2 \quad (3-1)$$

Η εκτίμηση των μεταβλητών r^p και \mathbf{m} , που ελαχιστοποιούν τη συνάρτηση κόστους, γίνεται με διαφόριση της Εξ. (3-1) ως προς το βαθμωτό μέγεθος r^p , φτάνοντας στο αποτέλεσμα,

$$r^p = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N (\mathbf{v}_k^p - \mathbf{m})^2} \quad (3-2)$$

Στη συνέχεια η Εξ. (3-1), διαφορίζεται ως προς το κέντρο περιστροφής \mathbf{m} και προκύπτει το αποτέλεσμα,

$$\sum_{p=1}^P \sum_{k=1}^N \left[(\mathbf{v}_k^p - \mathbf{m}) \left\{ (\mathbf{v}_k^p - \mathbf{m})^2 - (r^p)^2 \right\} \right] = 0 \quad (3-3)$$

Αντικαθιστώντας την Εξ. (3-2) στην (3-3) προκύπτει ότι,

$$\sum_{p=1}^P \left[\overline{(\mathbf{v}^p)^3} - \overline{\mathbf{v}^p (\mathbf{v}^p)^2} \right] = 2 \sum_{p=1}^P \left[\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N \mathbf{v}_k^p (\mathbf{v}_k^p \cdot \mathbf{m}) - \overline{\mathbf{v}^p} (\mathbf{m} \cdot \overline{\mathbf{v}^p}) \right] \quad (3-4)$$

Στην προηγούμενη εξίσωση, οι μεταβλητές ορίζονται ως εξής,

$$\begin{aligned} \overline{(\mathbf{v}^p)^3} &= \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N (\mathbf{v}_k^p)^3 \\ \overline{\mathbf{v}^p (\mathbf{v}^p)^2} &= \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N (\mathbf{v}_k^p)^2 \\ \overline{\mathbf{v}^p} &= \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N (\mathbf{v}_k^p) \end{aligned}$$

Η Εξ. (3-4) είναι της μορφής,

$$A \mathbf{m} = \mathbf{b} \quad (3-5)$$

όπου,

$$A = 2 \sum_{p=1}^P \left[\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N \mathbf{v}_k^p (\mathbf{v}_k^p)^T - \overline{\mathbf{v}^p} (\overline{\mathbf{v}^p})^T \right] \quad (3-6)$$

$$\mathbf{b} = \sum_{p=1}^P \left[\overline{(\mathbf{v}^p)^3} - \overline{\mathbf{v}^p (\mathbf{v}^p)^2} \right] \quad (3-7)$$

Με την επίλυση του γραμμικού συστήματος (εφόσον $\det A \neq 0$) προκύπτει το κέντρο περιστροφής \mathbf{m} . Από τα πλεονεκτήματα αυτής της μεθόδου είναι το γεγονός ότι, δεν

εξαρτάται από το χρόνο ενώ δεν απαιτούνται χειροκίνητες διορθωτικές παρεμβάσεις για τον βέλτιστο υπολογισμό του \mathbf{m} .

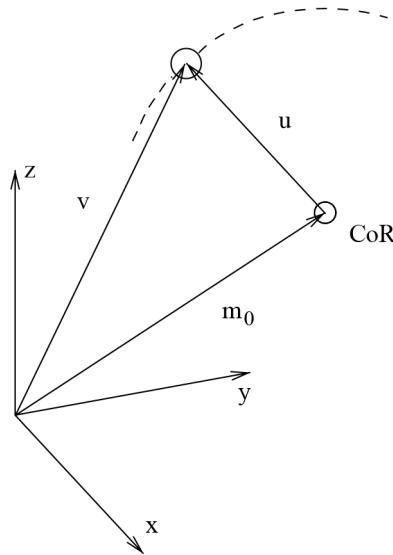
3.3.2 Μέθοδος BCLS (Bias Compensated Least Squares)

Ο Halvorsen [11] απέδειξε ότι στη μέθοδο των νέων ελαχίστων τετραγώνων των Gamage-Lasenby, υπεισέρχονται συστηματικά σφάλματα (*bias*). Από τη μελέτη αυτή, προέκυψε μια νέα μέθοδος υπολογισμού κέντρου περιστροφής η οποία ονομάζεται *bias compensated least squares* και η μαθηματική της περιγραφή παρουσιάζεται στη συνέχεια.

Εάν με \mathbf{v}_k^p ορίσουμε τη θέση του δείκτη p τη χρονική στιγμή k και με \mathbf{m}_0 το πραγματικό κέντρο περιστροφής της άρθρωσης, τότε η θέση του δείκτη γράφεται,

$$\mathbf{v}_k^p = \mathbf{m}_0 + \mathbf{u}_k^p \quad (3-8)$$

όπου \mathbf{u}_k^p , είναι το διάνυσμα μεταξύ του κέντρου περιστροφής και του δείκτη p τη χρονική στιγμή k (Σχ. 3-4). Όταν, κατά τις παρατηρήσεις της κίνησης δεν υπάρχουν σφάλματα και η άρθρωση μοντελοποιείται ως *ball-and-socket* άρθρωση, τότε το μέτρο του διανύσματος \mathbf{u}_k^p , παραμένει σταθερό για όλες τις χρονικές στιγμές k και ίσο με την ακτίνα της τροχιάς r^p .



Σχήμα 3-4. Ορισμοί διανυσμάτων \mathbf{V} , \mathbf{u} και \mathbf{m}_0 .

Ωστόσο, στην πραγματικότητα το \mathbf{u}_k^p , θα εμπεριέχει κάποιο σφάλμα το οποίο εκφράζεται ως,

$$\mathbf{u}_k^p = \mathbf{w}_k^p + \mathbf{e}_k^p \quad (3-9)$$

όπου,

$$\left(\mathbf{w}_k^p\right)^T \mathbf{w}_k^p = r_p^2$$

Αντικαθιστώντας την Εξ. (3-8) στις Εξ. (3-6) και (3-7) προκύπτει ότι,

$$A = 2 \sum_{p=1}^P \sum_{k=1}^N \left(\mathbf{u}_k^p - \overline{\mathbf{v}^p} \right)^T \cdot \left(\mathbf{u}_k^p - \overline{\mathbf{u}^p} \right)^T$$

$$\Delta b = \sum_{p=1}^P \left(\overline{(\mathbf{u}^p)^3} - \overline{\mathbf{u}^p} \overline{(\mathbf{u}^p)^2} \right)$$

και το σύστημα της Εξ. (3-5), παίρνει τη μορφή $A\mathbf{m} = A\mathbf{m}_0 + \Delta b$. Τότε, η λύση του κέντρου περιστροφής δίνεται από,

$$\begin{aligned} \hat{\mathbf{m}}_{\text{LS}} &= \mathbf{m}_0 + A^{-1} \left[\sum_{p=1}^P \left(\overline{(\mathbf{u}^p)^3} - \overline{\mathbf{u}^p} \overline{(\mathbf{u}^p)^2} \right) \right] \\ &= \mathbf{m}_0 + \tilde{\mathbf{m}} \end{aligned} \quad (3-10)$$

Για να είναι η εκτιμώμενη λύση $\hat{\mathbf{m}}_{\text{LS}}$ ίση με την πραγματική τιμή \mathbf{m}_0 , θα πρέπει ο τελευταίος όρος της Εξ. (3-10) να είναι ίσος με μηδέν, κάτι που ισχύει μόνον όταν οι μετρήσεις δεν έχουν θόρυβο. Για την αντιστάθμιση αυτού του προβλήματος στον αλγόριθμο των Gamage-Lasenby, ο Halvorsen προτείνει τα εξής βήματα,

Βήμα 1: Υπολογισμός αρχικής εκτίμησης του κέντρου περιστροφής,

$$\hat{\mathbf{m}}_{\text{init}} = A^{-1}b \quad (3-11)$$

όπου, τα A και b υπολογίζονται από τις Εξ. (3-6) και (3-7). Ορίζεται ότι $\hat{\mathbf{m}} = \hat{\mathbf{m}}_{\text{init}}$.

Βήμα 2: Υπολογισμός όρου διόρθωσης συστηματικών σφαλμάτων $\widehat{\Delta b}$, σύμφωνα με την,

$$\widehat{\Delta b} = 2\hat{\sigma}^2 \sum_{p=1}^P \overline{(\mathbf{v}^p - \hat{\mathbf{m}})}$$

όπου,

$$\hat{\sigma}^2 = \frac{1}{4\mathbf{u}^2} \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N \left(\mathbf{u}_k^T \mathbf{u}_k - \overline{\mathbf{u}^2} \right)^2, \quad \mathbf{u}_k^T = \mathbf{v}_k - \hat{\mathbf{m}}$$

Βήμα 3: Υπολογισμός νέας εκτίμησης κέντρου περιστροφής,

$$\hat{\mathbf{m}} = A^{-1} \left(b - \widehat{\Delta b} \right)$$

Βήμα 4: Επανάληψη Βήματος 2-3, μέχρι να επέλθει σύγκληση.

Αν και η μέθοδος είναι επαναληπτική, η σύγκληση και η μείωση των σφαλμάτων επέρχεται μετά από μικρό αριθμό επαναλήψεων. Παράλληλα, ενώ γίνεται αντιστάθμιση των σφαλμάτων με τον διορθωτικό όρο $\widehat{\Delta b}$, η επιπλέον ακρίβεια που παρέχει η μέθοδος δεν είναι ικανοποιητική. Σύμφωνα με τη συγκριτική μελέτη [15], το κέντρο περιστροφής

της γληνοβραχιόνιας άρθρωσης με τη μέθοδο *BCLS*, έχει μέση απόσταση 17.45 mm από το ανατομικό κέντρο αναφοράς της άρθρωσης που ελήφθη μέσω MRI, ενώ με τη μέθοδο των Gamage-Lasenby έχει μέση απόσταση 11.38 mm.

3.3.3 Τροποποιημένη Μέθοδος Reuleaux

Οι Halvorsen et al. [10] πρότειναν μια νέα μέθοδο εύρεσης κέντρου περιστροφής σφαιρικής άρθρωσης (*ball-and-socket joint*) ή άξονα περιστροφής κυλινδρικής άρθρωσης (*hinge joint*), η οποία βασίζεται στη μέθοδο Reuleaux [25]. Σε αντίθεση με την αρχική μέθοδο Reuleaux, η νέα μέθοδος χρησιμοποιεί το σύνολο των μετατοπίσεων, κατά τη διάρκεια κίνησης που εκτελείται στο χώρο. Για την εύρεση του κέντρου περιστροφής μιας σφαιρικής άρθρωσης, είναι αναγκαίες τουλάχιστον τρεις μη παράλληλες και μη επίπεδες μετατοπίσεις. Κατά την καταγραφή ενός συνόλου δεικτών (*markers*), της σχετικής κίνησης μεταξύ δύο άκαμπτων σωμάτων (*rigid bodies*), γίνεται η υπόθεση ότι ο μετασχηματισμός από το σταθερό καθολικό σύστημα συντεταγμένων αναφοράς (*fixed global reference frame*), σε ένα σύστημα συντεταγμένων προσδεμένο σε ένα από τα δύο κινούμενα σώματα, είναι εφικτός. Στο νέο τοπικό (*local*) κινούμενο σύστημα συντεταγμένων, μόνο ένα από τα δύο άκαμπτα σώματα κινείται και η συνολική ανάλυση της κίνησης παρατηρείται ως προς αυτό το νέο σύστημα αναφοράς. Στην περίπτωση σφαιρικής άρθρωσης, οι τροχιές των δεικτών βρίσκονται στην επιφάνεια σφαίρας, με ακτίνα ίση με την απόσταση από το κέντρο περιστροφής. Η ευθεία που ενώνει δύο διαφορετικές θέσεις του ίδιου δείκτη μεταξύ δύο χρονικών στιγμών, είναι πάντα κάθετη στην ευθεία που ενώνει το κέντρο περιστροφής της σφαιρικής άρθρωσης, με το μέσο σημείο της (μεσοκάθετος) και μαθηματικά εκφράζεται ως εξής,

$$\left(\mathbf{v}_{k+n}^p - \mathbf{v}_k^p \right) \left(\frac{\mathbf{v}_{k+n}^p + \mathbf{v}_k^p}{2} - \mathbf{m} \right) = 0 \quad (3-12)$$

όπου \mathbf{v}_k^p και \mathbf{v}_{k+1}^p είναι αντίστοιχα, η αρχική και η τελική θέση της μετατόπισης του δείκτη P μεταξύ δύο χρονικών στιγμών k και $k + n$, ενώ \mathbf{m} είναι το διάνυσμα θέσης του κέντρου περιστροφής της σφαιρικής άρθρωσης. Καλό είναι να σημειωθεί εδώ, ότι η τελική θέση της μετατόπισης δεν είναι απαραίτητα η αμέσως επόμενη της χρονικής στιγμής k , δηλαδή η $k + 1$, αλλά μια οποιαδήποτε άλλη χρονική στιγμή $k + n$. Η συνάρτηση κόστους που ελαχιστοποιείται με τη λογική ελαχίστων τετραγώνων είναι το άθροισμα των τετραγώνων της Εξ. (3-12) δηλαδή,

$$C_k^{k+n} = \sum_{p=1}^P \left[\left(\mathbf{v}_{k+n}^p - \mathbf{v}_k^p \right) \left(\frac{\mathbf{v}_{k+n}^p + \mathbf{v}_k^p}{2} - \mathbf{m} \right) \right]^2 \quad (3-13)$$

Επιπλέον, η Εξ. (3-12) μπορεί να γραφεί στη μητρωϊκή μορφή,

$$\Delta \mathbf{V} \mathbf{m} = \mathbf{b} \quad (3-14)$$

όπου,

$$\Delta \mathbf{V} = \begin{pmatrix} \{\mathbf{v}_{k+n}^1 - \mathbf{v}_k^1\}^T \\ \{\mathbf{v}_{k+n}^2 - \mathbf{v}_k^2\}^T \\ \vdots \\ \{\mathbf{v}_{k+n}^P - \mathbf{v}_k^P\}^T \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \mathbf{x}_{k+n}^1 - \mathbf{x}_k^1 & \mathbf{y}_{k+n}^1 - \mathbf{y}_k^1 & \mathbf{z}_{k+n}^1 - \mathbf{z}_k^1 \\ \mathbf{x}_{k+n}^2 - \mathbf{x}_k^2 & \mathbf{y}_{k+n}^2 - \mathbf{y}_k^2 & \mathbf{z}_{k+n}^2 - \mathbf{z}_k^2 \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ \mathbf{x}_{k+n}^P - \mathbf{x}_k^P & \mathbf{y}_{k+n}^P - \mathbf{y}_k^P & \mathbf{z}_{k+n}^P - \mathbf{z}_k^P \end{pmatrix}$$

$$\mathbf{b} = \begin{pmatrix} \{\mathbf{v}_{k+n}^1 - \mathbf{v}_k^1\}^T \left(\frac{\mathbf{v}_{k+n}^1 + \mathbf{v}_k^1}{2} \right) \\ \{\mathbf{v}_{k+n}^2 - \mathbf{v}_k^2\}^T \left(\frac{\mathbf{v}_{k+n}^2 + \mathbf{v}_k^2}{2} \right) \\ \vdots \\ \{\mathbf{v}_{k+n}^P - \mathbf{v}_k^P\}^T \left(\frac{\mathbf{v}_{k+n}^P + \mathbf{v}_k^P}{2} \right) \end{pmatrix} = \frac{1}{2} \begin{pmatrix} (\mathbf{x}_{k+n}^1)^2 + (\mathbf{y}_{k+n}^1)^2 + (\mathbf{z}_{k+n}^1)^2 - (\mathbf{x}_k^1)^2 - (\mathbf{y}_k^1)^2 - (\mathbf{z}_k^1)^2 \\ (\mathbf{x}_{k+n}^2)^2 + (\mathbf{y}_{k+n}^2)^2 + (\mathbf{z}_{k+n}^2)^2 - (\mathbf{x}_k^2)^2 - (\mathbf{y}_k^2)^2 - (\mathbf{z}_k^2)^2 \\ \vdots \\ (\mathbf{x}_{k+n}^P)^2 + (\mathbf{y}_{k+n}^P)^2 + (\mathbf{z}_{k+n}^P)^2 - (\mathbf{x}_k^P)^2 - (\mathbf{y}_k^P)^2 - (\mathbf{z}_k^P)^2 \end{pmatrix}$$

Τελικά η λύση του κέντρου περιστροφής προκύπτει από την Εξ. (3-14) ως,

$$\mathbf{m} = (\Delta \mathbf{V}^T \Delta \mathbf{V})^{-1} \Delta \mathbf{V}^T \mathbf{b}$$

Ένα από τα μειονεκτήματα της μεθόδου, είναι ότι για τον υπολογισμό του κέντρου περιστροφής με ακρίβεια, απαιτείται η επιλογή των κατάλληλων χρονικών στιγμών k και $k+n$, κάτι που ίσως προκύψει να είναι χρονοβόρο. Επιπλέον, η αλγεβρική προσαρμογή σφαίρας αποδείχτηκε ότι είναι ημιτελής και μια βελτιωμένη έκδοση της μεθόδου προτείνεται στο [2], με την οποία επιτυγχάνεται ταύτιση αποτελεσμάτων με την μέθοδο των Gamage-Lasenby.

3.4 Μέθοδοι Μετασηματισμών

Όλες οι προηγούμενες μέθοδοι θεωρούν ότι το κέντρο περιστροφής μιας άρθρωσης παραμένει σταθερό ως προς το καθολικό σύστημα συντεταγμένων. Αντιθέτως στις μεθόδους μετασηματισμού δεν απαιτείται σταθερό κέντρο περιστροφής, ωστόσο και εδώ χρειάζεται να ορισθούν τοπικά συστήματα συντεταγμένων στα τμήματα που συνδέει η άρθρωση.

3.4.1 Μέθοδος SCoRE (Symmetrical CoR Estimation)

Η φιλοσοφία αυτής της μεθόδου είναι ότι οι συντεταγμένες του κέντρου περιστροφής πρέπει να είναι σταθερές μεταξύ των δύο τμημάτων που συνδέει η άρθρωση, ωστόσο

μπορεί να μεταβάλλονται ως προς το καθολικό σύστημα συντεταγμένων [7]. Μαθηματικά αυτό εκφράζεται μέσω της αντικειμενικής συνάρτησης,

$$f_{SCORE}(c_1, c_2) = \sum_{i=1}^n \|R_i c_1 + t_i - (S_i c_2 + d_i)\|^2 \quad (3-15)$$

η οποία πρέπει να ελαχιστοποιηθεί. Στην Εξ. 3-15 τα c_1, c_2 είναι τα κέντρα περιστροφής ως προς τα τοπικά συστήματα συντεταγμένων και $(R_i, t_i), (S_i, d_i)$ είναι οι μετασχηματισμοί από τα τοπικά συστήματα συντεταγμένων των τμημάτων της άρθρωσης στο καθολικό σύστημα συντεταγμένων (για την περίπτωση της γληνοβραχιόνιας άρθρωσης τα τμήματα είναι ο βραχίονας και η ωμοπλάτη αντίστοιχα). Η αντικειμενική συνάρτηση μπορεί να γραφεί λοιπόν με τη μορφή προβλήματος ελαχίστων τετραγώνων ως εξής,

$$\begin{pmatrix} R_1 & -S_1 \\ \vdots & \vdots \\ R_n & -S_n \end{pmatrix} \begin{pmatrix} c_1 \\ c_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} d_1 - t_1 \\ \vdots \\ d_n - t_n \end{pmatrix}$$

του οποίου η λύση προκύπτει σε κλειστή μορφή, όπως και στην περίπτωση λειτουργικών μεθόδων. Στο καθολικό σύστημα συντεταγμένων, αυτή η προσέγγιση ορίζει τη θέση της άρθρωσης για κάθε τμήμα και κάθε χρονική στιγμή $(R_i c_1 + t_i), (S_i c_2 + d_i)$. Η εκτίμηση του καθολικού συστήματος συντεταγμένων προκύπτει ως το μέσο σημείο μεταξύ αυτών των 2 θέσεων.

3.5 Μέθοδος Γραμμικής Παλινδρόμησης

Οι *Meskers et al.* [18], πραγματοποίησαν μελέτες σε πτώματα (*cadaver studies*) για την εξαγωγή μοντέλων παλινδρόμησης (*regression models*) και την in vivo εφαρμογή τους, με σκοπό την εύρεση του κέντρου περιστροφής GH. Πιο συγκεκριμένα μετρήθηκαν περίπου 40 σημεία στην κοίλη επιφάνεια της ωμογλήνης και στην κυρτή επιφάνεια της κεφαλής του βραχίονα. Στη συνέχεια, σε αυτά τα σημεία προσαρμόστηκαν σφαίρες με τη λογική των ελαχίστων τετραγώνων ελαχιστοποιώντας την αντικειμενική συνάρτηση,

$$J = \sum_{i=1}^n \left(\sqrt{(x_i - M_x)^2 + (y_i - M_y)^2 + (z_i - M_z)^2} - r \right)^2$$

όπου r η ακτίνα της σφαίρας και M_x, M_y, M_z οι συντεταγμένες του κέντρου της σφαίρας. Μέσω αλγορίθμου βελτιστοποίησης Levenberg-Marquardt ορίστηκε ως κέντρο περιστροφής, το κέντρο μια νέας σφαίρας προσαρμοσμένης στην ωμογλήνη, χρησιμοποιώντας ως σταθερή παράμετρο την ακτίνα της σφαίρας που προσαρμόστηκε στην κεφαλή του βραχίονα. Ωστόσο, η εφαρμογή των μοντέλων παλινδρόμησης για την πρόβλεψη του κέντρου περιστροφής GH, δεν είναι αξιόπιστη μιας και υπεισέρχονται σφάλματα λόγω της αβεβαιότητας του μοντέλου [19].

3.6 Μέθοδοι Εύρεσης Μεταβλητού Κέντρου Περιστροφής με Εφαρμογή σε Εξωσκελετούς Ωμου

Κατά το παρελθόν έχουν υλοποιηθεί εξωσκελετοί άρθρωσης ώμου τόσο με σταθερό όσο και με μεταβλητό κέντρο περιστροφής. Στην παρούσα ενότητα εστιάζουμε στις τεχνικές που χρησιμοποιήθηκαν κατά την υλοποίηση εξωσκελετών μεταβλητού κέντρου περιστροφής άρθρωση ώμου.

Οι *Papadopoulos and Patsianis* [23], για τη λήψη μετρήσεων από το άνω άκρο χρησιμοποίησαν σύστημα CMM (*Coordinate-measuring Machine*). Η μέθοδος εύρεσης στιγμιαίων κέντρων περιστροφής του βραχίονα σε σχέση με την ωμοπλάτη ήταν γραφική. Σε αυτή τη μελέτη βρέθηκε ότι, η κεφαλή του βραχίονα μετά τις 37° μετατοπίζεται προς τα πάνω κατά περίπου 3 mm με αποτέλεσμα η κίνηση του βραχίονα να διαχωρίζεται σε δύο φάσεις. Στην πρώτη (0 έως 37°), ο βραχίονας περιστρέφεται γύρω από σταθερό κέντρο περιστροφής ενώ στη δεύτερη (37° έως τη μέγιστη θέση ανύψωσης), η κίνηση είναι περιστροφική γύρω από διαφορετικό, ανυψωμένο κατά 3 mm, κέντρο περιστροφής.

Οι *Nef et al.* [20], με σκοπό την εύρεση της τροχιάς της κεφαλής του βραχίονα, χρησιμοποίησαν εξιδικευμένο ιατρικό εξοπλισμό (*Computed Tomography*), και αναφέρουν πως για υποκείμενο ύψους 170 cm η κεφαλή μετατοπίστηκε καθ' ύψος έως 12 cm και κατά μήκος 2.5 cm. Παράλληλα, παρέχουν την κινηματική μοντελοποίηση του ώμου που ενσωματώνει αυτή την μεταβολή του κέντρου περιστροφής. Οι *Kiguchi et al.* [14] χρησιμοποίησαν τον Vivid910 3D Digitizer και ελήφθησαν μετρήσεις από 2 δείκτες τοποθετημένους στα δύο άκρα της κλειδας. Οι τροχιές των κέντρων περιστροφής από τρία υποκείμενα, διαφορετικού ύψους (160 cm, 165 cm και 175 cm) δεν παρουσίασαν αξιοσημείωτες διαφορές, ενώ η μέγιστη καθ' ύψος μετατόπιση του κέντρου περιστροφής παρατηρήθηκε κατά την κίνησης απαγωγής του άνω άκρου. Συγκεκριμένα, η καθ' ύψος μεταβολή ήταν της τάξης των 10 cm ενώ η κατά μήκος ήταν της τάξης των 8 cm.

Τέλος, οι *Yan et al.* [35] για τη λήψη μετρήσεων από το άνω άκρο, χρησιμοποίησαν το υπέρυθρο σύστημα καταγραφής κίνησης OptiTrack. Η ανάλυση χωρίστηκε σε δύο φάσεις. Στην πρώτη φάση (στατική), το κέντρο περιστροφής υπολογίστηκε ως σταθερό σημείο με τη μέθοδο των Gamage-Lasensby. Οι κινήσεις που εκτελέστηκαν κατά την πρώτη φάση, από 6 υποκείμενα μέσου ύψους 171 cm, ήταν ελεγχόμενη και περιορισμένη στις 10°. Στη συνέχεια, ορίστηκε μια δεύτερη (δυναμική) φάση κατά την οποία δεν υπήρχαν περιορισμοί στην κίνηση και σε συνδυασμό με τα αποτελέσματα σταθερού κέντρου περιστροφής της στατικής φάσης, προέκυψε η τροχιά των στιγμιαίων κέντρων περιστροφής, με μέγιστη καθ' ύψος μετατόπιση 6.8 cm και 8.9 cm κατά την έκταση και απαγωγή αντισοίχως.

4 Πειραματική Διάταξη και Απλοποιημένο Μοντέλο Άρθρωσης Ώμου στο Λογισμικό Solidworks

4.1 Εισαγωγή

Τα πειράματα για την παρούσα διπλωματική εργασία διεξήχθησαν στο Εργαστήριο Αυτομάτου Ελέγχου του κτηρίου Μ της Σχολής Μηχανολόγων Μηχανικών. Για την καταγραφή της κίνησης του άνω άκρου καθώς και ενός άκαμπτου σώματος 1 β.ε. με σταθερό κέντρο περιστροφής, χρησιμοποιήθηκε το οπτο-ηλεκτρονικό σύστημα Impulse της εταιρείας PhaseSpace. Στην Ενότητα 4.2, γίνεται μια σύντομη περιγραφή της πειραματικής διάταξης και της σειράς των μετρήσεων που πραγματοποιήθηκαν.

Για την επικύρωση των αποτελεσμάτων κατά τη διαδικασία εύρεσης της τροχιάς των στιγμιαίων κέντρων περιστροφής των δύο προηγούμενων περιπτώσεων μελέτης, σχεδιάστηκε απλοποιημένο μοντέλο του ώμου 5 β.ε., με μεταβλητό κέντρο περιστροφής, στο λογισμικό Solidworks. Από αυτό ελήφθησαν συνθετικά δεδομένα (*synthetic data*) μέσω προσομοιώσεων, εφαρμόστηκαν τα βήματα επεξεργασίας και εξήχθη η τροχιά του κέντρου περιστροφής του (Κεφ. 5). Αυτό κρίθηκε αναγκαίο μιας και δεν υπήρχε η δυνατότητα επικύρωσης και επαλήθευσης των αποτελεσμάτων που προκύπτουν κατά την επεξεργασία των μετρήσεων, με άλλες άμεσες μεθόδους εκτίμησης κέντρων περιστροφής, όπως για παράδειγμα η μαγνητική τομογραφία [15]. Το μοντέλο που σχεδιάστηκε στο λογισμικό Solidworks περιγράφεται στην Ενότητα 4.3.

4.2 Το Σύστημα Καταγραφής Κίνησης, Impulse

Το σύστημα καταγραφής κίνησης Impulse της PhaseSpace, αποτελείται από 8 κάμερες τοποθετημένες σε στηρίγματα (stands), έναν ηλεκτρονικό υπολογιστή (PC) που λειτουργεί ως εξυπηρετητής (server), μία συσκευή επικοινωνίας (LED Base Station), δυο ελεγκτές δεικτών (LED Driver Units), μια ράβδο βαθμονόμησης (*calibration wand*) και

32 ενεργούς δείκτες LED. Ακολουθεί λεπτομερής ανάλυση των παραπάνω στοιχείων του συστήματος.

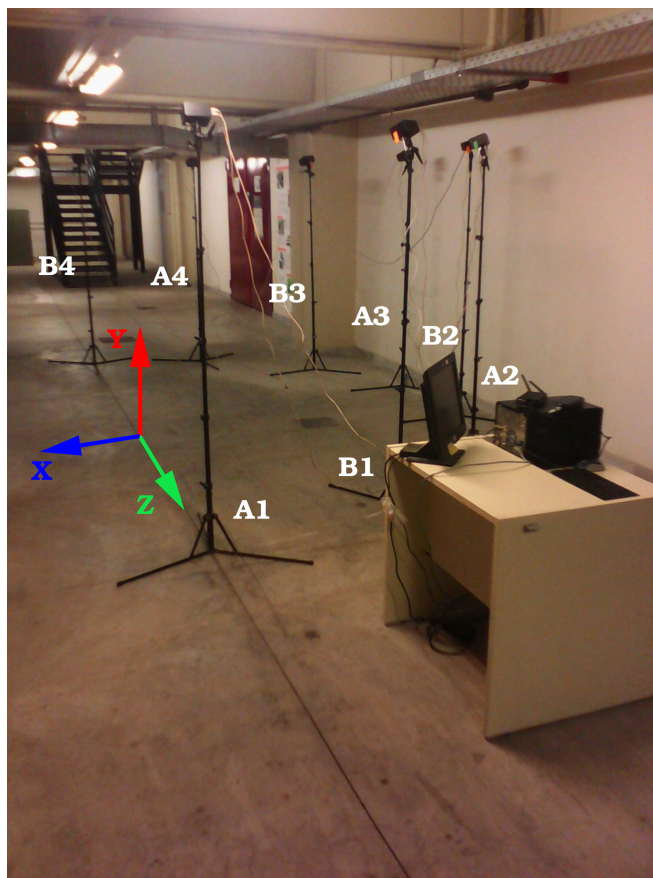
4.2.1 Το Σύστημα των Καμερών

Για τον τριγωνισμό της θέσης ενός δείκτη στον χώρο, οι κάμερες του συστήματος έχουν μέγιστο ρυθμό καρέ (frame rate) 480 Hz και ανάλυση 3600x3600 Pixels (δηλαδή περίπου 13 Megapixels). Κάθε κάμερα έχει δυο αισθητήρες, κάθε ένας από τους οποίους αποτελείται από ένα ημικυλινδρικό φακό και ένα γραμμικό CCD κύκλωμα το οποίο ψηφιοποιεί το αναλογικό οπτικό σήμα του ημικυλινδρικού φακού. Το CCD κύκλωμα είναι τοποθετημένο στο σημείο εστίασης, κάθετα στον άξονα του φακού. Με αυτόν τον τρόπο, η οπτική πληροφορία που λαμβάνει ο φακός, μετατρέπεται σε ψηφιακό σήμα από το CCD κύκλωμα. Στη συνέχεια, με χρήση κατάλληλων DSP συσκευών το ψηφιακό σήμα, αξιοποιείται από το σύστημα για τον υπολογισμό της θέσης των δεικτών. Αυτοί οι αισθητήρες είναι τοποθετημένοι στο εμπρός μέρος της κάθε κάμερας, πίσω από τις οπές που υπάρχουν στο εξωτερικό περίβλημά τους.

Η διασύνδεση της κάθε κάμερας με τον υπολογιστή ή με την επόμενη κάμερα γίνεται μέσω καλωδίου Ethernet – UTP Cat 5. Οι υποδοχές για τη διασύνδεση, βρίσκονται στην αριστερή πλάγια όψη της κάμερας. Οι κάμερες συνδέονται σε διάταξη αλυσίδας, κατά την οποία κάθε κάμερα συνδέεται μέσω καλωδίου με την επόμενη και την προηγούμενη. Ωστόσο, η πρώτη κάμερα συνδέεται, αντί με την προηγούμενή της, με το hub του H/Y και η τελευταία συνδέεται μόνο με την προηγούμενή της. Σε κάθε τέτοια αλυσίδα πρέπει να συνδέονται το πολύ 6 κάμερες. Αν πρέπει να συνδεθούν παραπάνω κάμερες, τότε πρέπει να ξεκινήσει νέα αλυσίδα από άλλη υποδοχή του hub. Γι' αυτό το λόγο, κατά την εκτέλεση των πειραμάτων καταγραφής κίνησης του άνω άκρου και του άκαμπτου σώματος 1 β.ε. οι 8 διαθέσιμες κάμερες συνδέθηκαν ανά τετράδες, ενώ η τοποθέτησή τους έγινε εναλλάξ. Καλό είναι να σημειωθεί, ότι η διαδικασία της συνδεσμολογίας πρέπει να γίνεται με τον H/Y κλειστό, **για λόγους ασφαλείας**.

Οι κάμερες διαθέτουν πεδίο όρασης (*field of view*) 60 μοιρών με γεωμετρία κώνου, ενώ το μήκος λήψης (εμβέλεια καταγραφής) περιορίζεται μεταξύ 1-6 m. Συνεπώς, η τοποθέτηση των καμερών στο χώρο πρέπει να γίνει με τέτοιο τρόπο, ώστε οι κάμερες να καλύπτουν ικανοποιητικά το χώρο δράσης της κίνησης. Προκειμένου η διάταξη, να μπορέσει να τριγωνίσει τη θέση ενός δείκτη στον χώρο, πρέπει ο δείκτης αυτός να παρακολουθείται ταυτόχρονα από τουλάχιστον 3 κάμερες (για σταθερή λειτουργία συνιστώνται 4 κάμερες). Η σωστή στόχευση κάθε κάμερας στο χώρο δράσης γίνεται με τη βοήθεια τρίποδων, ρυθμιζόμενων κατά κλίση και κατά ύψος. Λαμβάνοντας υπόψιν τα παραπάνω, οι 8 κάμερες του συστήματος τοποθετήθηκαν ημικυκλικά σε ίσες αποστάσεις

μεταξύ τους κατά μήκος του τόξου, ακτίνας 2.5 m από το χώρο δράσης της κίνησης (Σχ. 4-1).



Σχήμα 4-1. Ημικυκλική διάταξη 8 καμερών συστήματος Impulse (δύο τετράδες καμερών A1-A4 και B1-B4).

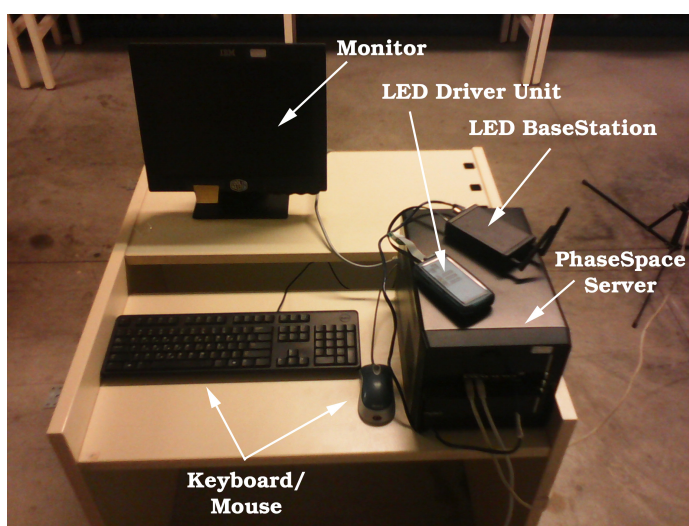
Αφού οι κάμερες τοποθετήθηκαν, έγινε ρύθμιση του συστήματος για την σωστή και αξιόπιστη λειτουργία του κατά την εκτέλεση των πειραμάτων. Η ρύθμιση πραγματοποιήθηκε μέσα από δυο διαδικασίες: τη βαθμονόμηση (*calibration*) και τον προσανατολισμό (*alignment*). Οι απαραίτητες αυτές διαδικασίες πραγματοποιούνται μέσα από ειδικό λογισμικό του συστήματος Impulse, με ταυτόχρονη χρήση ειδικής ράβδου βαθμονόμησης (*calibration wand*), η οποία φέρει δείκτες LED. Κατόπιν, το σύστημα τριγωνίζει το χώρο, αναγνωρίζει που βρίσκεται η κάθε κάμερα σε σχέση με την άλλη και ορίζει το παγκόσμιο αδρανειακό σύστημα συντεταγμένων.

4.2.2 Το Σύστημα των Δεικτών

Έχει ήδη αναφερθεί ότι οι δείκτες στο σύστημα αποτελούνται από φωτοδιόδους (LEDs). Τα LEDs αυτά τροφοδοτούνται από PWM σήματα, ώστε να αναβοσβήνουν κατά μοναδικό τρόπο το κάθε ένα. Με αυτό το χαρακτηριστικό επιτυγχάνεται η αναγνώριση της ταυτότητάς τους από το σύστημα, κάθε χρονική στιγμή. Οι δείκτες ακτινοβολούν στο ορατό φάσμα και εκπέμπουν κόκκινο φως έντονης και ρυθμιζόμενης φωτεινότητας. Κάθε

δείκτης αποτελείται από ολοκληρωμένο κύκλωμα, μιας φωτιοδιόδου και ενός μικρό-επεξεργαστή (microprocessor), που ρυθμίζει τη συχνότητα και το πλάτος του σήματος τροφοδοσίας. Οι δείκτες είναι χωρισμένοι ανά ομάδες και φέρουν ειδικές σημάσεις γραμμάτων του λατινικού αλφαβήτου (A-G). Τοποθετούνται παράλληλα πάνω σε καλώδιο, με τη χρήση ειδικού εργαλείου (*crimp tool*) και σύμφωνα με τη σειρά που επιτάσσουν οι σημάσεις που φέρουν. Σε κάθε καλώδιο μπορεί να τοποθετηθεί μια ομάδα (*cluster*) δεικτών που αποτελείται μέχρι 7 δείκτες. Σε περίπτωση που χρειάζονται περισσότεροι δείκτες, όπως για παράδειγμα στην πλήρη καταγραφή κίνησης όλων των μελών του ανθρώπινου σώματος όπου απαιτούνται τουλάχιστον 37 δείκτες, χρησιμοποιούνται επιπλέον ομάδες δεικτών σε επιμέρους καλώδια.

Τα καλώδια που φέρουν κάθε *cluster* δεικτών συνδέονται στον ελεγκτή (*LED Driver Unit*). Ο ελεγκτής είναι μια επαναφορτιζόμενη συσκευή, που τροφοδοτεί τους δείκτες και ταυτόχρονα δέχεται εντολές από τον Η/Υ, με σύνδεσή του στο LED Base Station (LBS), μέσω ενσύρματης ή ασύρματης επικοινωνίας.



Σχήμα 4-2. Στοιχεία του συστήματος Impulse. Διακρίνονται ο server, το LDU και το LBS.

Ο προγραμματισμός του *LED Driver Unit* (LDU) γίνεται μέσω ειδικού λογισμικού και έχει ως στόχο την ενημέρωσή του για τον αριθμό των καλωδίων που είναι τοποθετημένα, τον αριθμό και την ταυτότητα των LED που φέρουν καθώς και σε ποια pins είναι συνδεδεμένα.

Το σύστημα LBS, υλοποιεί την ενσύρματη ή την ασύρματη επικοινωνία μεταξύ του Server (H/Y) και του LDU. Μέσω αυτή της επικοινωνίας αποστέλλεται σε ένα ή περισσότερα LDU, η πληροφορία του PWM παλμού που πρέπει να δημιουργηθεί, όταν το σύστημα καταγράφει κίνηση με συχνότητα αποστολής ίση με την συχνότητα καταγραφής —δηλαδή ένα ολοκληρωμένο πακέτο πληροφορίας ανά frame. Επιπλέον, κατά την διαδικασία ρύθμισης του συστήματος, το LBS προγραμματίζει τα LDU ενώ

παράλληλα παρέχει την δυνατότητα τροφοδοσίας και ελέγχου δύο διαφορετικών cluster δεικτών, με απευθείας σύνδεση πάνω σε αυτό.

4.2.3 Ο Εξυπηρετητής, το Λογισμικό και το Αρχείο C3D

Το LBS και οι συστοιχίες καμερών ανά τετράδες συνδέονται στο Ethernet hub του H/Y του συστήματος. Ο ηλεκτρονικός υπολογιστής λειτουργεί ως κέντρο επεξεργασίας των δεδομένων που λαμβάνονται από τις κάμερες και ταυτόχρονα ως εξυπηρετητής (Server) δεδομένων. Μπορεί να επεξεργαστεί δεδομένα που προέρχονται μέχρι και από 24 κάμερες και να παρέχει δεδομένα για την 3-D θέση των δεικτών με συχνότητα έως και 480 Hz. Ο Server είναι εξ' ολοκλήρου ελέγξιμος από το συνοδευτικό λογισμικό, το οποίο μπορεί να εκτελεστεί και από απομακρυσμένο υπολογιστή συνδεδεμένο σε δίκτυο με τον PhaseSpace Server. Ο εξυπηρετητής συνοδεύεται επιπλέον, από λογισμικό καταγραφής και εντοπισμού κίνησης, ρύθμισης του συστήματος (calibration και alignment), διαγνωστικά και βοηθητικά προγράμματα για τον εξοπλισμό καθώς και βιβλιοθήκη για την ανάπτυξη εφαρμογών.

Η αποθήκευση των δεδομένων κατά την καταγραφή των κινήσεων, από το λογισμικό καταγραφής, μπορεί να γίνει με δύο τύπους αρχείων, του *RPD* που έχει αναπτυχθεί από την PhaseSpace και του *C3D*. Από τη μελέτη που έγινε, διαπιστώθηκε ότι το αρχείο *C3D* είναι πιο διαδεδομένο και βρίσκει ευρεία εφαρμογή στην εμβιομηχανική και στην ανάλυση κίνησης. Γι' αυτό το λόγο προτιμήθηκε η αποθήκευση δεδομένων σε αυτόν τον τύπο αρχείου. Το αρχείο *C3D* έχει δυαδική μορφή και η δομή του είναι τέτοια, που μπορεί να αποθηκεύσει τόσο συντεταγμένες θέσεις τριών διαστάσεων, όσο και αναλογικά δεδομένα, όπως μωηλεκτρικά σήματα. Η δομή του συνίσταται από τρία τμήματα πληροφορίας, κάθε ένα μεγέθους 512-byte.

Το τμήμα της επικεφαλίδας (header section), είναι το πρώτο τμήμα του αρχείου *C3D*. Η επικεφαλίδα επιτρέπει στις εφαρμογές λογισμικού, να λάβουν γρήγορα πληροφορίες για το αρχείο, χωρίς να αναγνωσθεί το επόμενο τμήμα (τμήμα παραμέτρων), το οποίο έχει πιο πολύπλοκη δομή. Η πρώτη λέξη της επικεφαλίδας, δείχνει την αρχή του τμήματος των παραμέτρων του αρχείου. Η επικεφαλίδα περιέχει και άλλες πληροφορίες, όπως τον αριθμό των τροχιών, τον αριθμό των αναλογικών καναλιών και το ρυθμό δειγματοληψίας. Το τμήμα των παραμέτρων (parameter section), έχει μεταβλητό μήκος και περιέχει εκείνες τις πληροφορίες, που είναι αναγκαίες για την ανάγνωση των δεδομένων, όπως το σήμα, το είδος των δεδομένων, τη διάσταση και τη θέση κάθε παραμέτρου. Οι παράμετροι είναι περιγραφές της κατηγορίας των δεδομένων και όχι τα πραγματικά δεδομένα. Τέλος, το τμήμα των δεδομένων (data section), περιέχει πραγματικά δεδομένα τα οποία μπορεί να είναι δεδομένα θέσης τριών ή δύο διαστάσεων καθώς και αναλογικά δεδομένα.

4.3 Απλοποιημένο Μοντέλο Άρθρωσης Ωμου στο Λογισμικό Solidworks

Στο Κεφ. 2, είδαμε ότι το σύμπλεγμα του ώμου αποτελείται από 3 επιμέρους αρθρώσεις (στερνοκλειδική, ακρωμιοκλειδική, γληνοβραχιόνια) και από μία λειτουργική ψεύδο-άρθρωση (ωμοπλατοθωρακική). Κάθε μια από τις 3 αυτές επιμέρους αρθρώσεις συνεισφέρουν 3 β.ε. στην κίνηση του ώμου (σύνολο 9 β.ε.). Στη συνέχεια παρουσιάζεται ένα απλοποιημένο μοντέλο του ώμου 5 β.ε. που σχεδιάστηκε στο λογισμικό Solidworks. Πιο συγκεκριμένα, στο μοντελοποιημένο σύμπλεγμα του ώμου η στερνοκλειδική και η ακρωμιοκλειδική άρθρωση συνεισφέρουν από 1 β.ε. (σύνολο 2 β.ε.), ενώ 3 β.ε. συνεισφέρει η γληνοβραχιόνια άρθρωση. Στη συνέχεια, ακολουθεί μια σύντομη περιγραφή του λογισμικού Solidworks και κατόπιν παρουσιάζεται το μοντέλο του ώμου.

4.3.1 Λογισμικό Solidworks

Το Solidworks είναι ένα πλήρες 3-D παραμετρικό σχεδιαστικό λογισμικό στερεών σωμάτων. Χαρακτηρίζεται ως παραμετρικό διότι οι παράμετροι των στερεών σωμάτων μπορούν να σχετίζονται η μία με την άλλη, επιτρέποντας την αυτόματη ανανέωση της γεωμετρίας ή του σχήματος των στερεών σωμάτων, στην περίπτωση αλλαγής τους. Οι παράμετροι μπορεί να είναι αριθμητικές όπως μήκη γραμμών ή διαμέτροι κύκλων αλλά και γεωμετρικοί περιορισμοί μεταξύ στοιχείων των στερεών σωμάτων, με τη μορφή εφαπτόμενων, παράλληλων, καθέτων ή οριζόντιων.

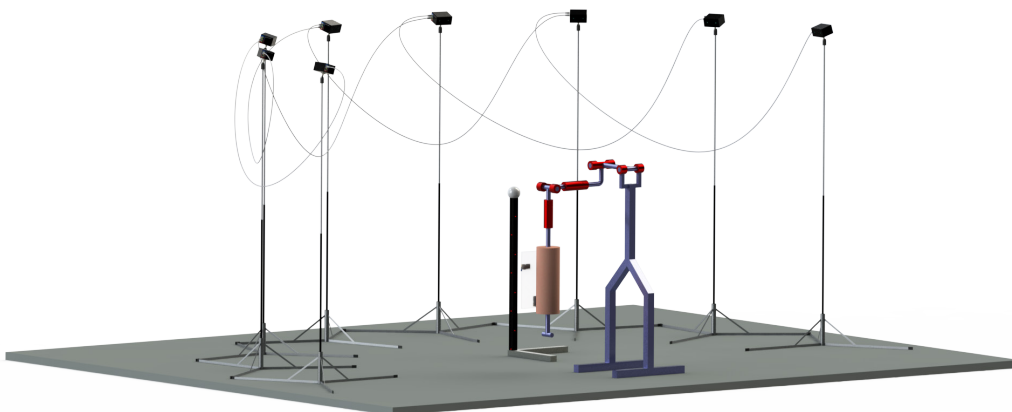
Ο σχεδιασμός των μοντέλων γίνεται μέσω γραφικού περιβάλλοντος, το οποίο παρέχει μια ευρεία σειρά εργαλείων. Ο τρισδιάστατος σχεδιασμός αρχικά ξεκινά με το σχεδιασμό του τεμαχίου σε δύο διαστάσεις και στη συνέχεια προστίθεται και η τρίτη διάσταση. Για παράδειγμα, ο σχεδιασμός σφαίρας προκύπτει από τον αρχικό σχεδιασμό ενός ημικυκλίου, το οποίο στη συνέχεια περιστρέφεται γύρω από την διάμετρό του. Ο χώρος που εσωκλείεται από το ημικύκλιο κατά την περιστροφή του, ορίζει την επιθυμητή σφαίρα. Επιπλέον, μέσω του λογισμικού Solidworks παρέχονται βιβλιοθήκες με έτοιμα εξαρτήματα που μπορούν να ενσωματωθούν απευθείας στο συνολικό μοντέλο που έχει σχεδιαστεί από τον χρήστη. Για παράδειγμα, παρέχονται έτοιμα μηχανολογικά εξαρτήματα όπως οδοντωτοί τροχοί, κοχλίες ή ένσφαιροι τριβείς (ρουλεμάν) σε ποικιλία προτύπων όπως ISO, DIN, ANSI κ.α.

Επιπροσθέτως, μέσω του γραφικού περιβάλλοντος εκτός των αμιγώς σχεδιαστικών εργαλείων παρέχονται και πρόσθετα (*add-ins*) τα οποία διευρύνουν το ρόλο του Solidworks από ένα κλειστό σχεδιαστικό λογισμικό σε ένα πλήρες πακέτο ανάπτυξης τελικών προϊόντων. Τέτοια *add-ins* είναι το Solidworks Motion το οποίο παρέχει τη δυνατότητα κινηματικής ανάλυσης του μοντέλου και την απευθείας εξαγωγή του σε άλλα

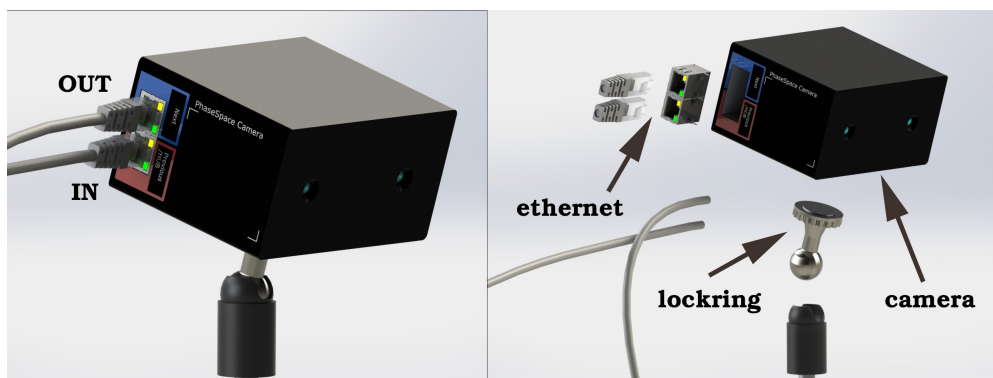
πιο εξειδικευμένα λογισμικά δυναμικής και κινηματικής ανάλυσης όπως το MSC Adams, το ScanTo3D το οποίο διευκολύνει τη διαδικασία της αντίστροφης μηχανικής (*reverse engineering*), το SimMechanics το οποίο επιτρέπει την εισαγωγή του μοντέλου από το Solidworks στο περιβάλλον Simulink της Matlab, καθώς και *add-ins* τα οποία αφορούν στην συμπεριφορά του μοντέλου κάτω από διάφορα σενάρια μηχανικής ή θερμικής καταπόνησης κ.α.

4.3.2 Μοντέλο Άρθρωσης Ωμου

Σε αυτή την Ενότητα είναι καλό να ειπωθεί αρχικά ότι, εκτός από τη σχεδίαση του μηχανισμού άρθρωσης ώμου, σχεδιάστηκαν επιπλέον στοιχεία του συστήματος καταγραφής κίνησης Impulse, σε μια προσπάθεια της όσο το δυνατόν πιστής αναπαράστασης των πειραμάτων που εκτελέστηκαν στον φυσικό χώρο του Εργαστηρίου Αυτομάτου Ελέγχου. Η ισομετρική έποψη φαίνεται στο Σχ. 4-3, ενώ στο Σχ. 4.4 μπορεί να διακρίνει κανείς, βασικά χαρακτηριστικά μιας εκ των 8 καμερών.

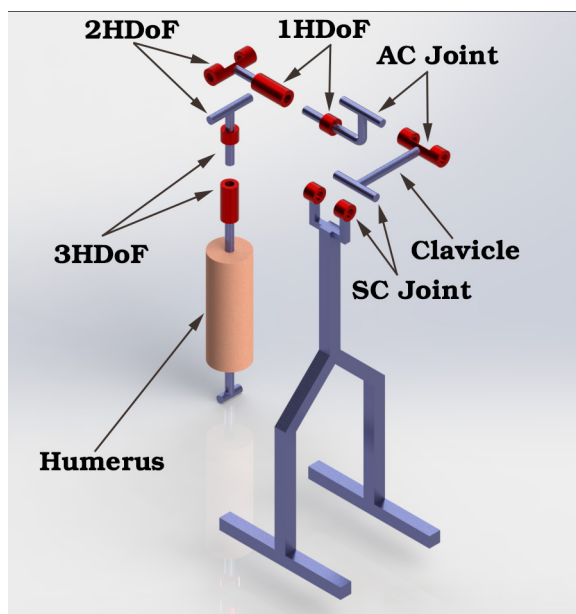


Σχήμα 4-3. Ισομετρική έποψη σχεδιασμένου πειραματικού χώρου.

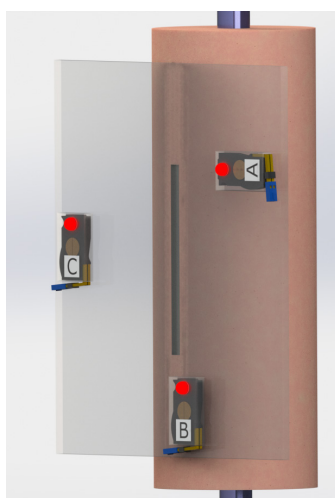


Σχήμα 4-4. Μοντέλο κάμερας PhaseSpace.

Το μοντέλο του ώμου αποτελείται από 5 περιστροφικές αρθρώσεις (*joints*), οι οποίες συνδέουν 6 συνδέσμους (*links*). Στο Σχ. 4-5 απεικονίζονται τα στοιχεία του μηχανισμού, ενώ στο Σχ. 4-6 παρουσιάζεται η βάση με τα ψευδο-LEDs η οποία προσδένεται στο βραχίονα.



Σχήμα 4-5. Σύνδεσμοι του μοντέλου άρθρωσης ώμου.

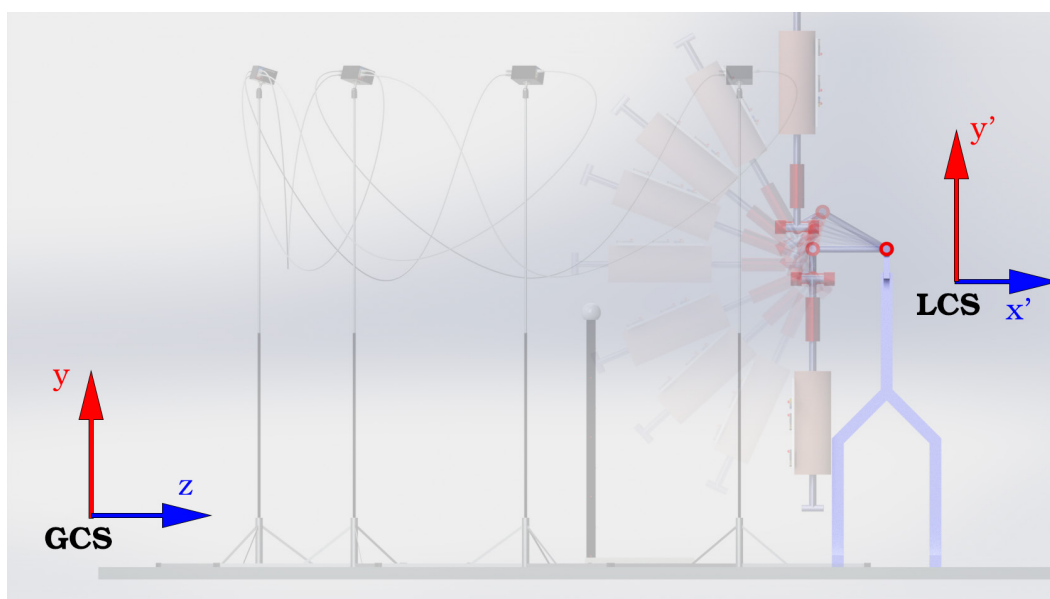


Σχήμα 4-6. Βάση Plexiglas των ψευδο-LEDs A, B, C.

Προκειμένου, το μοντέλο του ώμου να αποκτήσει κινηματικά χαρακτηριστικά χρησιμοποιήθηκε το *add-in* Solidworks Motion και δημιουργήθηκαν δύο σενάρια κινήσεων. Στο πρώτο σενάριο (πλάγια απαγωγή-προσαγωγή), τοποθετήθηκαν γραμμικοί επενεργητές στον 1 β.ε. της άρθρωσης του βραχίονα με την ωμοπλάτη (1HDoF servo), στην στερνοκλειδική άρθρωση (SCJ servo) και στην ακρωμιοκλειδική άρθρωση (ACJ servo), όπως φαίνονται στο Σχ. 4-5. Ο βραχίονας κινείται στο πλάι από 0 έως 180 μοίρες και επιστρέφει στην αρχική θέση, κατά τα πρότυπα της αναλογίας 2:1 του ωμοπλάτοβραχιόνιου ρυθμού. Πιο συγκεκριμένα, ο επενεργητής 1HDof αρχίζει να

περιστρέφει τον βραχίονα ωρολογιακά κατά 120 μοίρες, χρονικής διάρκειας 20 s. Ωστόσο, μόλις φτάσει στις 30 μοίρες περιστροφής (ορίστηκε χρονικά στα 8 s), μπαίνουν σε λειτουργία οι επενεργητές SCJ και ACJ οι οποίοι συνεισφέρουν στην κίνηση του βραχίονα 30 μοίρες ο καθένας. Με αυτό τον τρόπο, επιτυγχάνεται συνολική περιστροφή του βραχίονα κατά 180 μοίρες. Αφού ολοκληρωθεί η ωρολογιακή περιστροφή και μετά από καθυστέρηση 2 s, ακολουθεί η αντιωρολογιακή περιστροφή της προσαγωγής και η επιστροφή του βραχίονα στην αρχική θέση των 0 μοιρών. Κατά τη διάρκεια εκτέλεσης της απαγωγής-προσαγωγής του μοντέλου, λαμβάνονται ως δεδομένα οι θέσεις (x-y-z) και οι τροχιές των 3 σημείων που ορίζονται από τα 3 ψεύδο-LEDs, καθώς και οι ταχύτητές τους, τα οποία θα παρουσιαστούν αναλυτικά στο Κεφ. 5.

Με παρόμοιο τρόπο δημιουργείται και το δεύτερο σενάριο κίνησης του μοντέλου, αυτό της πρόσθιας έκτασης-προέκτασης, με τη διαφορά ότι ο βραχίονας δεν περιστρέφεται γύρω από τον 1^ο β.ε. αλλά γύρω από το 2^ο β.ε., στον οποίο προστίθεται ο επενεργητής 2HDoF. Ωστόσο, προκειμένου να επιτευχθεί η εκτέλεση της κατακόρυφης ανύψωσης του βραχίονα επί του επιπέδου yx (Σχ. 4-7), έπρεπε ο 1^{ος} β.ε του βραχίονα να παραμείνει ενεργός.



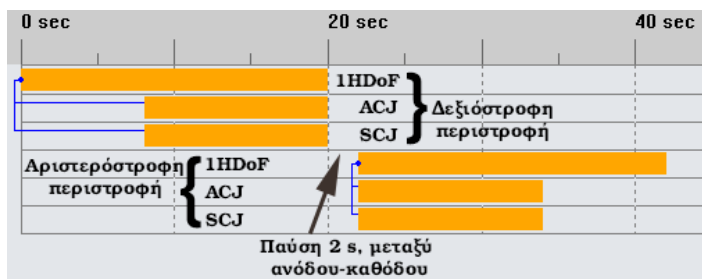
Σχήμα 4-7. Πλάγια απαγωγή μηχανισμού (GCS - Παγκόσμιο Σ.Σ. / LCS - Τοπικό Σ.Σ.).

Σε αντίθετη περίπτωση (1HDoF ανενεργός), κατά την έναρξη λειτουργίας των επενεργητών SCJ και ACJ, ο βραχίονας οδηγούνταν σε αστάθεια, με αποτέλεσμα η κίνηση να παρεκκλίνει κατά 60 μοίρες (30 μοίρες λόγω SCJ και 30 μοίρες λόγω ACJ). Η αντιστάθμιση αυτού του προβλήματος, επιτεύχθη με την διατήρηση του επενεργητή 1HDoF του 1^{ου} β.ε. του βραχίονα, ως είχε και στο πρώτο σενάριο, με τη διαφορά ότι εκτελεί περιστροφή 60 μοιρών (και όχι 120), διατηρώντας τον άξονα περιστροφής του επενεργητή 2HDoF παράλληλο στο επίπεδο yx. Στα Σχ. 4-8 και 4-9 απεικονίζονται ο

προγραμματισμός του σεναρίου της πλάγιας απαγωγής του μηχανισμού και τα αντίστοιχο γράφημα συμβάντων συναρτήσει του χρόνου.

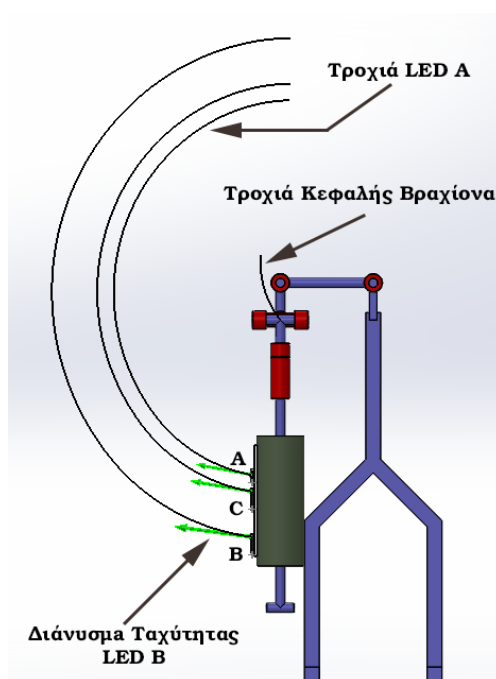
Tasks		Triggers			Actions					Time	
Name	Description	Trigger	Condition	Time/Delay	Feature	Action	Value	Duration	Profile	Start	End
1HDOF servo -	Rotate -120 deg	Time		0s	1HDOF servo	Change	-120de	20s	✓	0s	20s
SCJ servo -	Rotate -30 deg	1HDOF servo -	Task Start	8s delay	SCJ servo	Change	-30deg	12s	✓	8s	20s
ACJ servo -	Rotate -30 deg	1HDOF servo -	Task Start	8s delay	ACJ servo	Change	-30deg	12s	✓	8s	20s
1HDOF servo +	Rotate 120 deg	Time		22s	1HDOF servo	Change	120de	20s	✓	22s	42s
ACJ servo +	Rotate 30 degree	1HDOF servo +	Task Start	<None>	ACJ servo	Change	30deg	12s	✓	22s	34s
SCJ servo +	Rotate 30 degree	1HDOF servo +	Task Start	<None>	SCJ servo	Change	30deg	12s	✓	22s	34s

Σχήμα 4-8. Προγραμματισμός πλάγιας απαγωγής-προσαγωγής.



Σχήμα 4-9. Γράφημα συμβάντων απαγωγής-προσαγωγής συναρτήσει του χρόνου.

Κατά την εκτέλεση των σεναρίων κίνησης του μοντέλου, ελήφθησαν συνθετικά δεδομένα των συντεταγμένων θέσης των τριών ψευδο-LEDs. Τα δεδομένα αυτά, χρησιμοποιήθηκαν κατά την εφαρμογή της μεθόδου που υλοποιήθηκε (Κεφ 5.), προκειμένου να εξακριβωθεί η αποτελεσματικότητα της μεθόδου για την περίπτωση μεταβλητού κέντρου περιστροφής. Στο Σχ. 4-10 απεικονίζονται οι τροχιές των τριών ψευδο-LEDs καθώς και η τροχιά της κεφαλής του βραχίονα, όπως προέκυψαν από την προσομοίωση του σεναρίου της πλάγιας απαγωγής-προσαγωγής.



Σχήμα 4-10. Τροχιές των ψευδο-LEDs και της κεφαλής του βραχίονα.

5 Λήψη – Επεξεργασία Μετρήσεων και Αποτελέσματα

Κατά την καταγραφή της κίνησης του ανθρώπινου σώματος με οπτο-ηλεκτρονικά συστήματα, σημαντικό ρόλο παίζει η τοποθέτηση των LED. Γι' αυτό το λόγο, αρχικά παρουσιάζεται ο τρόπος διάταξης των δεικτών (*led markers*) στο άνω άκρο, μιας και ακατάλληλη διάταξή τους, μπορεί να οδηγήσει σε αλλοιωμένες μετρήσεις (Εν. 5.1).

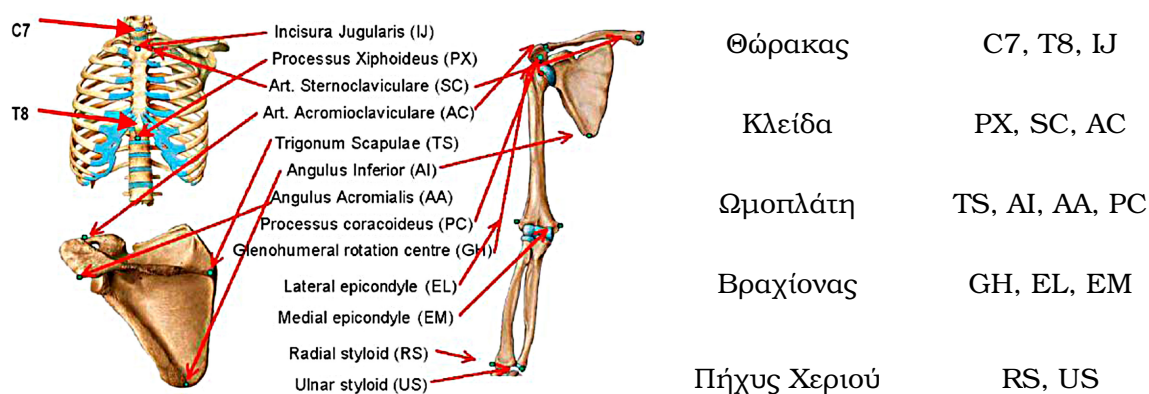
Στη συνέχεια, γίνεται η απαραίτητη διαγνωστική ανάλυση των σφαλμάτων που πιθανόν να υπεισέρχονται στις μετρήσεις των συντεταγμένων θέσης. Επιπλέον, πριν τη διαφορίση που απαιτείται για την εύρεση του μεταβλητού κέντρου περιστροφής της άρθρωσης ώμου με τη μέθοδο που υλοποιήθηκε (*τομή καδέτων στις εφραπτόμενες τροχιών*), πραγματοποιείται προ-επεξεργασία των μετρήσεων που ελήφθησαν από το σύστημα. Αυτή περιλαμβάνει, την εκτίμηση του καλύτερου επιπέδου προσαρμογής (*best fit plane estimation*) με τη μέθοδο *Principal Component Analysis* (PCA), πάνω στο οποίο θεωρείται ότι εκτελέστηκαν οι κινήσεις και τον μετασχηματισμό των τρισδιάστατων μετρήσεων σε μετρήσεις δύο διαστάσεων (Εν. 5.2).

Στην Εν. 5.3 παρουσιάζεται η μέθοδος *generalized cross validation splines*, που χρησιμοποιήθηκε για την εξομάλυνση των μετρήσεων και στην Εν. 5.4 περιγράφεται ο υπολογισμός της διαφορίσης των τροχιών των δεικτών. Τέλος, στην Εν. 5.5 παρουσιάζονται τα αποτελέσματα εύρεσης τροχιάς στιγμιαίων κέντρων περιστροφής τριών περιπτώσεων μελέτης: απλοποιημένο μοντέλο άρθρωσης ώμου στο λογισμικό *Solidworks*, περιστρεφόμενος δίσκος 1 β.ε. με σταθερό κέντρο περιστροφής και άρθρωσης ώμου κατά τη λήψη μετρήσεων από το σύστημα *Impulse*.

5.1 Τοποθέτηση Δεικτών

Η Διεθνής Κοινότητα Εμβιομηχανικής (*International Society of Biomechanics - ISB*) έχει προτείνει και ορίσει κατά το παρελθόν συστήματα συντεταγμένων των αρθρώσεων του ώμου του αγκώνα, του καρπού και των δαχτύλων του χεριού [25], με σκοπό την προτυπο-

ποίηση των κινήσεων που εκτελούν. Ωστόσο τα ανατομικά συστήματα συντεταγμένων, ορίζονται με σκοπό την εύρεση κέντρων και αξόνων περιστροφής αρθρώσεων, με τις μεθόδους που παρουσιάστηκαν στις Εν. 3.3 – 3.5. Γίνεται η υπενθύμιση, ότι για την εφαρμογή αυτών των μεθόδων, ορίζονται δύο σύνδεσμοι πλησίον και μακριά της προς μελέτης άρθρωσης (*proximal-distal segments*), εκ των οποίων ο ένας θεωρείται ακίνητος. Στη συνέχεια παρουσιάζονται τα προτεινόμενα συστήματα συντεταγμένων των αρθρώσεων που αποτελούν το σύμπλεγμα του ώμου (Πιν. 5-1) σε συνδυασμό με τις κατάλληλες θέσεις δεικτών για την καταγραφή κίνησης του άνω άκρου (Σχ. 5-1).



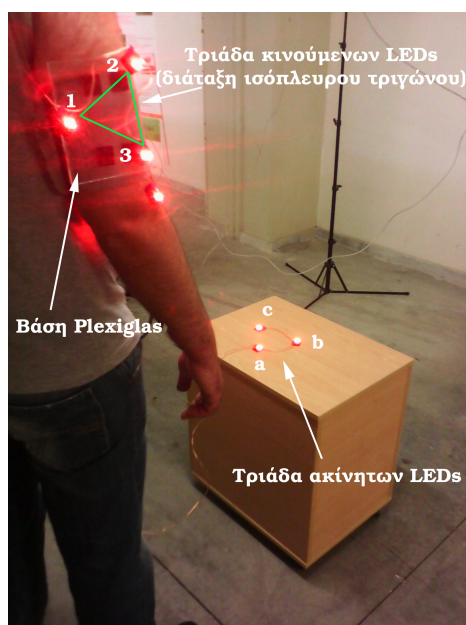
Σχήμα 5-1. Προτεινόμενες θέσεις δεικτών.

Αν και κατά την εκτέλεση των πειραμάτων, ελήφθησαν μετρήσεις ορισμένων από τις προτεινόμενες θέσεις προσάρτησης δεικτών, αυτό έγινε για μελλοντική χρήση μιας και στην εφαρμογή της μεθόδου που υλοποιήθηκε (*τομή καθέτων στις εφαπτόμενες τροχιών*) χρησιμοποιήθηκαν άλλες μετρήσεις, που προήλθαν από την καταγραφή συγκεκριμένης διάταξης δεικτών η οποία παρουσιάζεται στη συνέχεια. Συγκεκριμένα τοποθετήθηκαν ενεργοί δείκτες LEDs του συστήματος Impulse, στα προτεινόμενα σημεία IJ, EL και EM. Δεν τοποθετήθηκαν δείκτες σε άλλα σημεία για δύο λόγους. Πρώτον, ειδικά για τα σημεία AC, TS, AI, SC, η λήψη μετρήσεων είναι δύσκολη και χαμηλής ποιότητας, εφόσον αυτά λαμβάνονται με οπτο-ηλεκτρονικά συστήματα καταγραφής, όπως συμβαίνει στα πλαίσια της παρούσας διπλωματικής. Η κίνηση της ωμοπλάτης γίνεται κάτω από μαλακούς ιστούς (*soft tissues – skin*), με αποτέλεσμα οι δείκτες να μένουν σχετικά σταθεροί πάνω σε αυτούς και να μην ακολουθούν την ωμοπλάτη. Για τη λήψη αξιόπιστων μετρήσεων από αυτά τα σημεία απαιτούνται είτε εξειδικευμένα εργαλεία (*scapula locator*) είτε ακόμα και διεισδυτικές – παρεμβατικές μεθόδους στο ανθρώπινο σώμα όπως η ακτινοσκόπηση. Δεύτερον, ακολουθήθηκε διαφορετική διαδικασία εύρεσης κέντρου περιστροφής GH, κατά την οποία δεν απαιτείται η παρακολούθηση της σχετικής κίνησης δύο συνδέσμων μιας άρθρωσης και κατ' επέκταση ο μετασχηματισμός συστήματος συντεταγμένων του *distal segment* σε αυτό του *proximal segment*.

	Απεικόνιση Σ.Σ.	Αρχή Σ.Σ.	Άξονας Y	Άξονας Z	Άξονας X
Θ Ω Ρ Α Κ Α Σ	<p>Flexion/Extension Lateral rotation Axial rotation</p>	$O_l \equiv IJ$	Y_l : Η ευθεία που ενώνει το μέσο σημείο μεταξύ των PX και T8, με το μέσο σημείο μεταξύ των IJ και C7.	Z_l : Η κάθετη ευθεία στο επίπεδο, που σχηματίζεται από τα IJ, C7 και το μέσο σημείο μεταξύ των PX και T8.	X_l : Η κάθετη ευθεία στους άξονες Z_l , Y_l .
Κ Λ Ε Ι Δ Α	<p>SC-Pro/retraction SC-Depression/Elevation SC-Axial rotation</p>	$O_c \equiv SC$	Y_c : Η κάθετη ευθεία στους άξονες X_c , Z_c .	Z_c : Η ευθεία που ενώνει τα SC και AC.	X_c : Η κάθετη ευθεία στους άξονες Z_c , Y_l .
Ω Μ Ο Π Λ Α Τ Η	<p>AC-Pro/retraction AC-Lateral/medial rotation AC-A-P tilt</p>	$O_s \equiv AA$	Y_s : Η κάθετη ευθεία στους άξονες X_s , Z_s .	Z_s : Η ευθεία που ενώνει τα TS και AA.	X_s : Η κάθετη ευθεία στο επίπεδο, που σχηματίζεται από τα AI, AA και TS.
Β Ρ Α Χ Ι Ο Ν Α Σ	<p>GH plane of elevation Negative GH elevation GH axial rotation</p>	$O_h \equiv GH$	Y_h : Η ευθεία που ενώνει το GH με το μέσο σημείο των EL και EM.	Z_h : Η κάθετη ευθεία στο επίπεδο, που σχηματίζεται από τους άξονες Y_h , Y_l .	X_h : Η κάθετη ευθεία στους άξονες Z_h , Y_h .
Π Η Χ Υ Σ		$O_r \equiv US$	Y_r : Η ευθεία που ενώνει το US με το μέσο σημείο των EL και EM.	Z_r : Η κάθετη ευθεία στους άξονες X_r , Y_l .	X_r : Η κάθετη ευθεία στο επίπεδο, που σχηματίζεται από τα US, RS και το μέσο σημείο μεταξύ των EL και EM.

Πίνακας 5-1. Συστήματα συντεταγμένων αρθρώσεων.

Επιπλέον, μετρήσεις ελήφθησαν από μια τριάδα LEDs πάνω σε βάση Plexiglas πάχους 1.5 cm, που τελικά τοποθετήθηκε πάνω στο βραχίονα. Η διάταξη της τριάδας έχει μορφή ισόπλευρου τριγώνου πλευράς περίπου 10 cm. Η τοποθέτηση του Plexiglas έγινε με αυτοκόλλητα Velcro διπλής όψης πάνω σε περιχειρίδα πιεσόμετρου και τυλίχθηκε γύρω από το βραχίονα ανθρώπου, ύψους 190 cm (Σχ. 5-2 και Σχ. 5-3).



Σχήμα 5-2. Πλάγια-πίσω όψη διάταξης LED.

Κατά τη μελέτη του κάτω άκρου έχουν παρατηρηθεί μετατοπίσεις των μαλακών ιστών σε σχέση με το υποκείμενο οστό (*underlying bone*) της τάξης των 40 mm [1]. Με σκοπό την ελάττωση παρόμοιων σφαλμάτων κατά τη λήψη των μετρήσεων από το άνω άκρο, αποφασίστηκε η χρήση περιχειρίδας πιεσόμετρου (Σχ. 5-3).



Σχήμα 5-3. Πλάγια-πρόσθια όψη διάταξης LED.

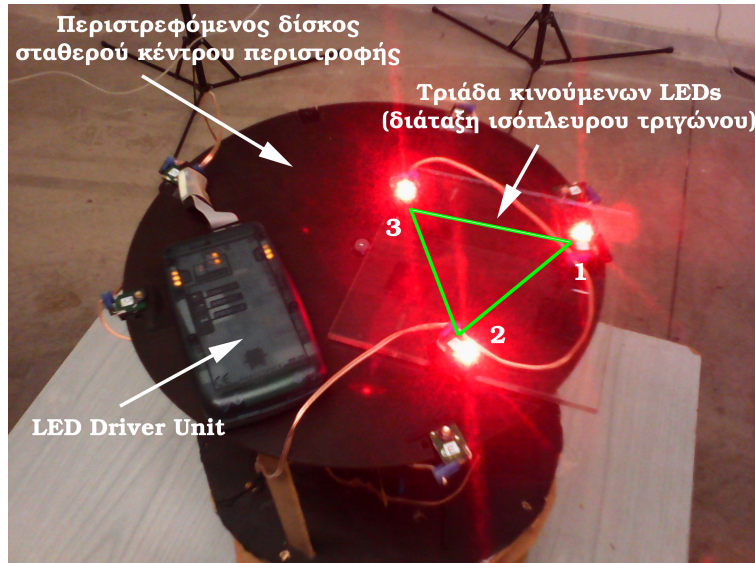
Ωστόσο, εκμεταλλευτήκαμε και την αρχή λειτουργίας του ίδιου του πιεσόμετρου. Κατά τη μέτρηση της πίεσης του ανθρώπινου οργανισμού, η διοχέτευση αέρα στην περιχειρίδα, με σκοπό τη σύσφιξη αυτής γύρω από το βραχιόνα, ασκεί τέτοια πίεση που είναι ικανή να διακόψει τη ροή αίματος από τη βραχιόνια αρτηρία, η οποία έχει διάμετρο έως 6 mm. Με αυτά τα δεδομένα έγινε η υπόθεση, ότι κατά την εκτέλεση των κινήσεων του άνω άκρου, η διοχέτευση μιας μικρής ποσότητας αέρα στην περιχειρίδα (όχι όμως ικανής για διακοπή της ροής αίματος) γύρω από το βραχιόνα, είναι δυνατό να συμπιέσει τα μαλακά υποστρώματα της επιδερμίδας πάνω στο βραχιόνιο οστό, με αποτέλεσμα τη λήψη πιο αξιόπιστων μετρήσεων. Οι μετρήσεις ελήφθησαν με αυτόν τον τρόπο, ωστόσο πρέπει να σημειωθεί ότι δεν έγινε λήψη μετρήσεων με άλλο τρόπο, για την επιβεβαίωση της υπόθεσης.

Αν και η σφαιρική γληνοβραχιόνια άρθρωση, επιτρέπει στο άνω άκρο την εκτέλεση ενός μεγάλου εύρους σύνθετων κινήσεων, για την ασφαλέστερη λήψη δεδομένων και εξαγωγή συμπερασμάτων, προτιμήθηκε η εκτέλεση απλούστερων κινήσεων. Γι' αυτό το λόγο, κατά τη διάρκεια των πειραμάτων με σκοπό τη λήψη δεδομένων από το άνω άκρο, εκτελέστηκαν 10 επαναλήψεις για κάθε ένα από τα ακόλουθα μοτίβα κινήσεων:

- πρόσθια ανύψωση έως 90°
- πρόσθια ανύψωση έως τη μέγιστη θέση (180°)
- πλάγια ανύψωση έως 90°
- πλάγια ανύψωση έως τη μέγιστη θέση (180°)
- ανύψωση έως 90° σε ένα μέσο επίπεδο μεταξύ της πρόσθιας και πλάγιας ανύψωσης
- ανύψωση έως 180° σε ένα μέσο επίπεδο μεταξύ της πρόσθιας και πλάγιας ανύψωσης

Αν και η τροχιά που διαγράφει το άνω άκρο, είναι πρακτικά αδύνατο να διατηρηθεί πάνω στο ίδιο επίπεδο καθ' όλη τη διάρκεια της κίνησης, η επαναληψιμότητα του ίδιου μοτίβου κίνησης, έχει ως στόχο την αντιστάθμιση αυτού του προβλήματος. Με τον τρόπο αυτό μπορεί να βρεθεί ένα μέσο επίπεδο πάνω στο οποίο έγινε η κίνηση του άνω άκρου, όπως θα δούμε στη συνέχεια.

Ωστόσο, για την περαιτέρω αξιολόγηση των στιγμιαίων κέντρων περιστροφής του άνω άκρου, κατά την εφαρμογή του αλγορίθμου, κρίθηκε αναγκαία η εκτέλεση πειραμάτων και η λήψη δεδομένων, για μια πιο απλή περίπτωση κίνησης, αυτής ενός περιστρεφόμενου δίσκου (Σχ. 5-4). Η διάταξη των κινούμενων LEDs πάνω στη βάση Plexiglas, είναι η ίδια που χρησιμοποιήθηκε και στα πειράματα του άνω άκρου (ισόπλευρο τρίγωνο). Σε αυτή την περίπτωση μελέτης, ο δίσκος εκτέλεσε χειροκίνητα 10 πλήρεις περιστροφές, γύρω από σταθερό κέντρο περιστροφής.



Σχήμα 5-4. Περιστρεφόμενος δίσκος ενός βαθμού ελευθερίας.

5.2 Προεπεξεργασία Μετρήσεων

5.2.1 Εξέταση Μετρήσεων ως προς Θόρυβο

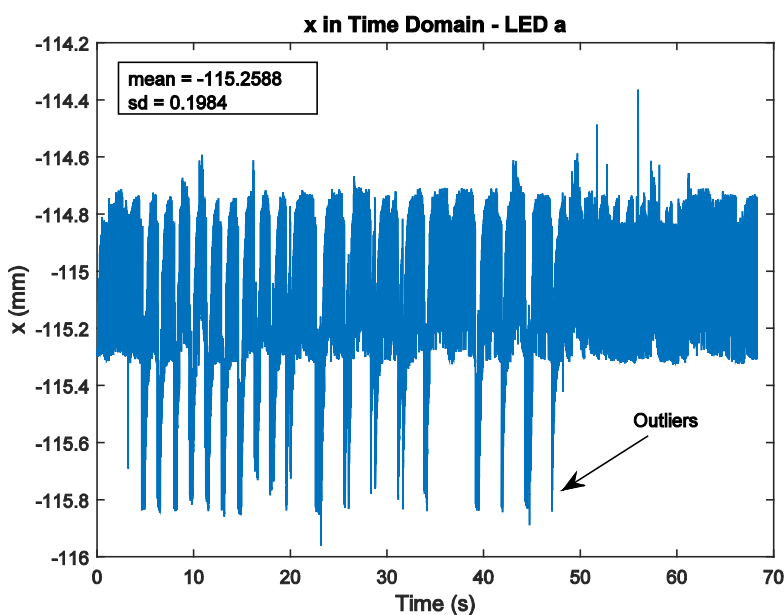
Αν και η πρώτη εικόνα των μετρήσεων που ελήφθησαν από το σύστημα Impulse κατά την κίνηση τόσο του άνω άκρου όσο και του περιστρεφόμενου δίσκου 1 β.ε., δεν έδειξε εισαγωγή θορύβου, αρχικά εξετάστηκαν οι μετρήσεις ως προς το θόρυβο. Για το σκοπό αυτό, κατά την εκτέλεση των πειραμάτων λήψης μετρήσεων από το άνω άκρο, ελήφθησαν μετρήσεις από μια επιπλέον τριάδα ακίνητων LEDs. Για την εξέταση των μετρήσεων ως προς το θόρυβο χρησιμοποιήθηκε η συνάρτηση **FFT**(x) του υπολογιστικού πακέτου Matlab.

Η συνάρτηση **FFT**(x) δέχεται ως όρισμα εισόδου ένα διάνυσμα X , το οποίο περιέχει πληροφορία στο πεδίο του χρόνου $x(t)$. Η συνάρτηση **FFT**($x(t)$) μετασχηματίζει αυτή την πληροφορία στο πεδίο της συχνότητας. Αυτό γίνεται μέσω του μετασχηματισμού Fourier και συγκεκριμένα μέσω του *Discrete Fourier Transform* (DFT). Ο DFT μετασχηματισμός προκύπτει από την Εξ. (5-1), όπου X_k , είναι ο μετασχηματισμός στο πεδίο της συχνότητας της διακριτής συνάρτησης X_n και $k = 0, 1 \dots N-1$.

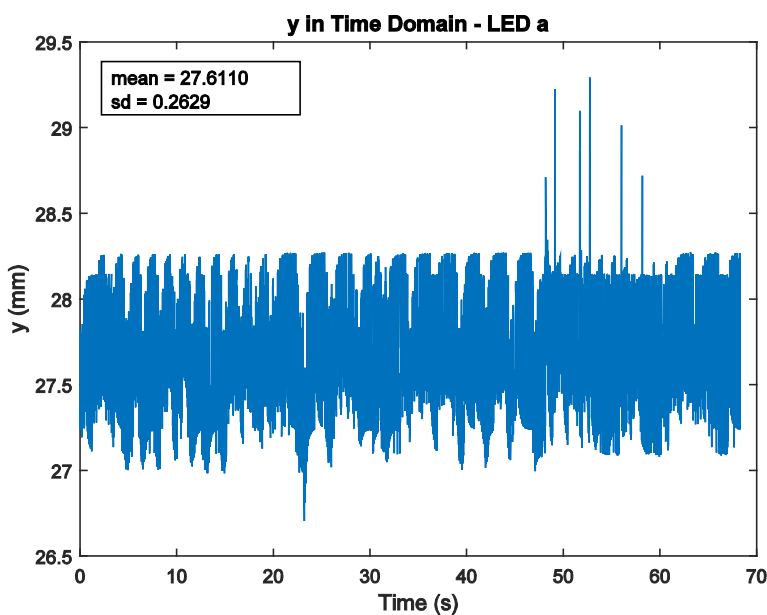
$$X_k = \sum_{n=0}^{N-1} x_n \cdot e^{-\frac{2\pi i k n}{N}} \quad (5-1)$$

Η συνολική διάρκεια των πειραμάτων ήταν περίπου 2 min και ελήφθησαν 61928 μετρήσεις με συχνότητα καταγραφής 480 Hz. Ωστόσο, επειδή ο αλγόριθμος DFT που χρησιμοποιήθηκε, απαιτεί το δείγμα να είναι ίσο με κάποια δύναμη του 2, επιλέχθηκε δείγμα $2^{15} = 32768$ μετρήσεων.

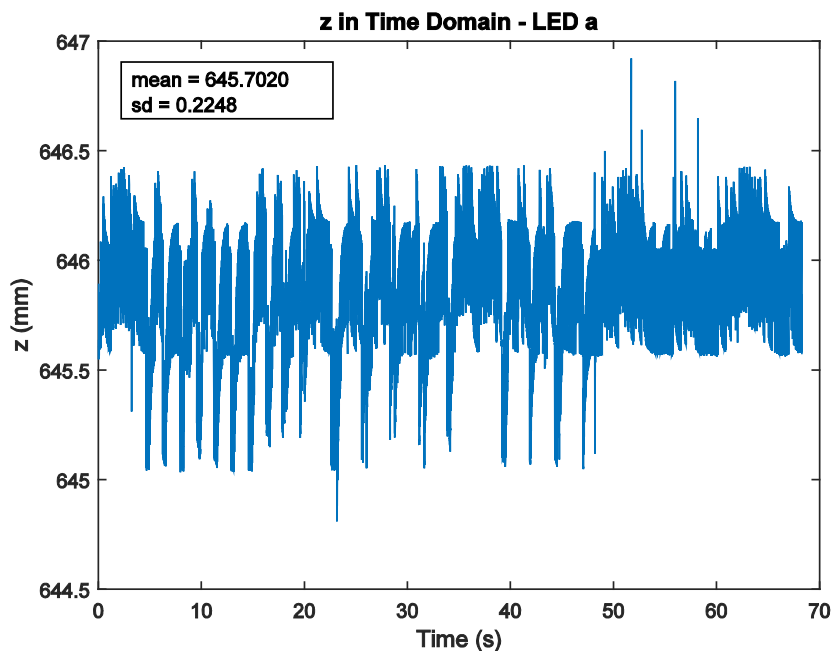
Στα Σχ. 5.5 έως 5-7 παρουσιάζονται τα διαγράμματα των τριών μεταβλητών θέσης x , y , z του ακίνητου δείκτη LED a (Σχ. 5-2 σελ. 60), στο πεδίο του χρόνου. Επιπλέον, δίνονται η μέση τιμή (mean) και η τυπική απόκλιση (sd) κάθε μεταβλητής. Αν και είναι εμφανής η ύπαρξη ακραίων τιμών (outliers), εξαιτίας της χαμηλής τυπικής απόκλισης, μπορεί να θεωρηθεί ότι οι τιμές των μεταβλητών κάθε χρονική στιγμή τείνουν πολύ κοντά στη μέση τιμή. Αυτό ενισχύεται και από τον υπολογισμό του συντελεστή μεταβλητότητας, δηλαδή το πηλίκο της διαίρεσης της τυπικής απόκλισης με την μέση τιμή, καθώς είναι πολύ μικρότερος της μονάδας.



Σχήμα 5-5. Διάσταση x ακίνητου LED a , στο πεδίο του χρόνου.

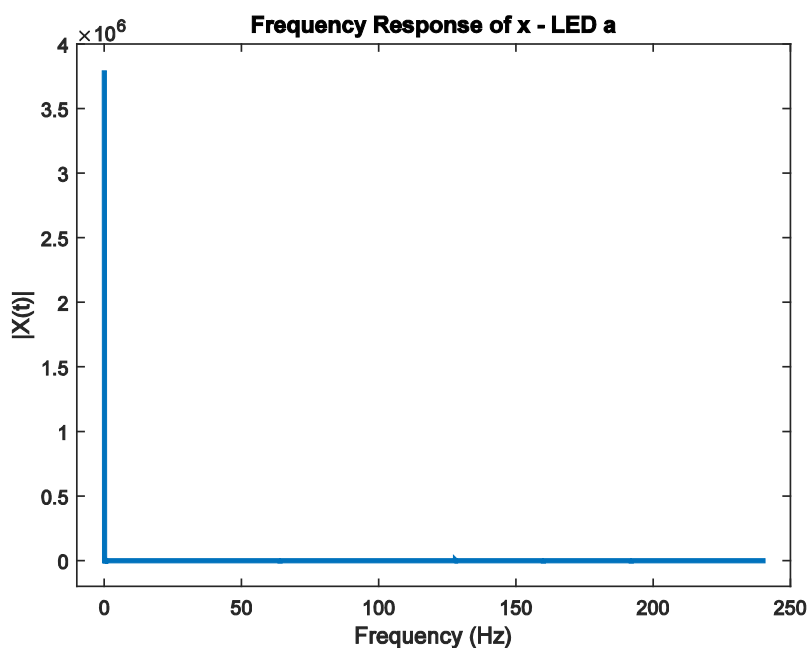


Σχήμα 5-6. Διάσταση y ακίνητου LED a , στο πεδίο του χρόνου.

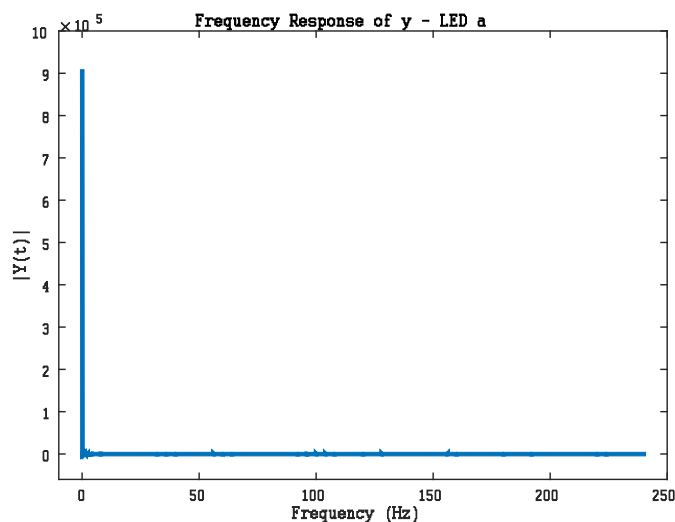


Σχήμα 5-7. Διάσταση z ακίνητου LED a, στο πεδίο του χρόνου.

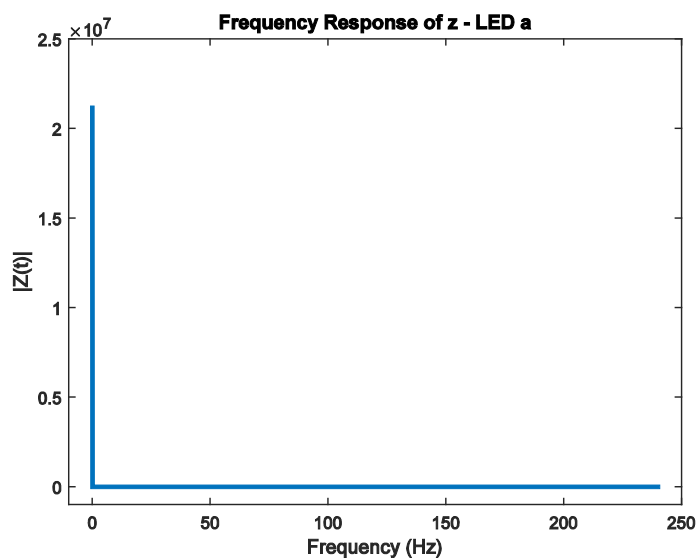
Στα Σχ. 5.8 έως 5-10 παρουσιάζονται τα διαγράμματα των τριών μεταβλητών θέσης x, y, z του ακίνητου δείκτη LED a (Σχ. 5-2), στο πεδίο της συχνότητας. Η τιμή της κάθε συντεταγμένης εμφανίζεται σε συχνότητα 0 Hz, κάτι που είναι προφανές αφού ο δείκτης είναι τοποθετημένος σε σταθερό σημείο. Επιπλέον παρατηρούμε ότι το σήμα κάθε συντεταγμένης δεν περιέχει άλλες συχνότητες. Μπορούμε να συμπεράνουμε λοιπόν ότι δεν είναι αναγκαία η χρήση φίλτρων αποθρομβοποίησης.



Σχήμα 5-8. Διάσταση x ακίνητου LED a, στο πεδίο της συχνότητας.



Σχήμα 5-9. Διάσταση y ακίνητου LED a , στο πεδίο της συχνότητας.



Σχήμα 5-10. Διάσταση z ακίνητου LED a , στο πεδίο της συχνότητας.

5.2.2 Εύρεση Καλύτερου Επιπέδου Προσαρμογής (Best Fit Plane)

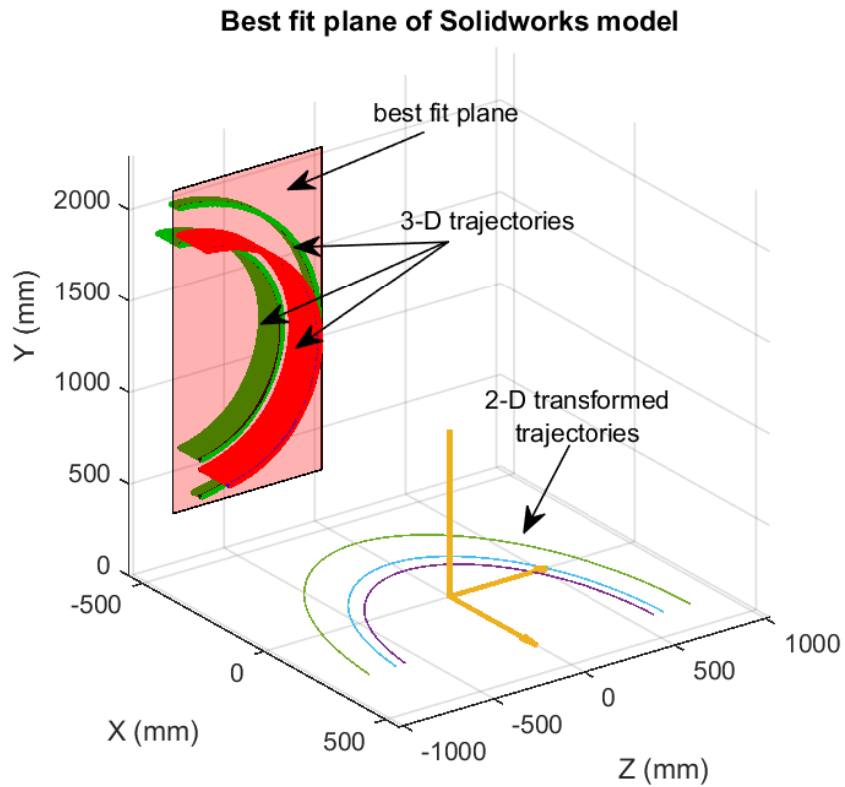
Για την εύρεση των κέντρων περιστροφής, η τρισδιάστατη καταγραφή της κίνησης τόσο του άνω άκρου όσο και του περιστρεφόμενου δίσκου έπρεπε αρχικά να βρεθεί το επίπεδο πάνω στο οποίο εκτελείται η κίνηση. Η πιο απλή μέθοδος εύρεσης του *best fit plane*, είναι η μέθοδος των ελαχίστων τετραγώνων κατά την οποία γίνεται η υπόθεση ότι η Z διάσταση των δεδομένων θέσης εξαρτάται από τις διαστάσεις X , Y . Πιο συγκεκριμένα ζητούνται οι παράμετροι A , B και C έτσι ώστε το επίπεδο $Z = Ax + By + C$ να προσαρμόζει με τον καλύτερο τρόπο τα δεδομένα θέσης X_i , Y_i , Z_i ενός δείγματος. Αυτό γίνεται με τη λογική ελαχιστοποίησης του αθροίσματος των τετραγώνων των σφαλμάτων μεταξύ της Z_i διάστασης και του επιπέδου $Ax_i + By_i + C$. Με αυτή τη μέθοδο όμως, γίνεται η υπόθεση

ότι μόνο οι μετρήσεις της Z διάστασης λαμβάνονται με θόρυβο, ενώ οι X, y θεωρείται ότι είναι ακριβείς.

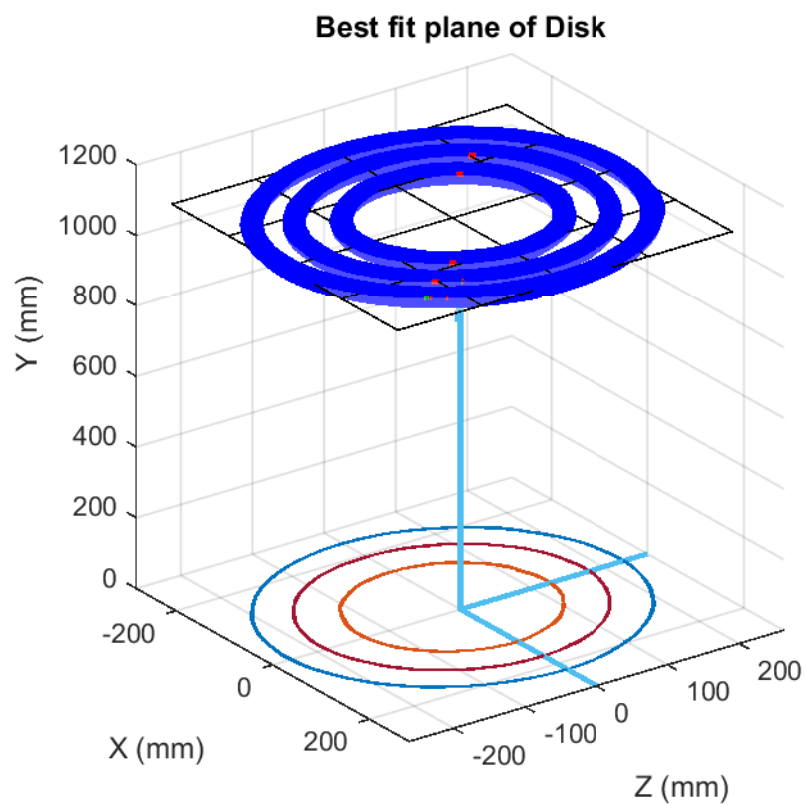
Ωστόσο, η αρχική προσέγγιση στο πρόβλημα, ήταν η χρήση μιας μεθόδου οι οποία θα βρίσκει το *best fit plane* της κίνησης από τα δεδομένα θέσης των πειραμάτων, θεωρώντας την δυσμενέστερη περίπτωση, κατά την οποία και οι τρεις διαστάσεις (X - y - Z) έχουν σφάλμα. Γι' αυτό το λόγο, επιλέχθηκε η μέθοδος *Principal Component Analysis (PCA)* [28], η οποία είναι επέκταση της *Singular Value Decomposition (SVD)*. Η PCA αρχικά προϋποθέτει την αφαίρεση της μέσης τιμής κάθε διάστασης από όλες τις μετρήσεις της εκάστοτε διάστασης και στη συνέχεια υπολογίζονται τα ιδιο-διανύσματα του πίνακα συν-μεταβλητότητας. Ως συν-μεταβλητότητα ορίζεται η σχετική μεταβλητότητα μεταξύ δύο διαφορετικών διαστάσεων. Στην περίπτωση που υπολογιστεί η συν-μεταβλητότητα μεταξύ της ίδια διάστασης, τότε στην ουσία υπολογίζεται η μεταβλητότητα αυτής της διάστασης.

Αφού βρεθεί το *best fit plane* κάθε κίνησης, ακολουθεί προβολή πάνω σε αυτό, των σημείων που ελήφθησαν κατά την καταγραφή. Στη συνέχεια από τα νέα σημεία πάνω στο επίπεδο, προκύπτουν 2 ορθογώνια διανύσματα κατεύθυνσης τα οποία ορίζουν το ορθοκανονικό σύστημα του επιπέδου 2 διαστάσεων, με άξονες x' και z' . Ως αρχή αυτού του συστήματος συντεταγμένων επιλέγεται η μέση τιμή όλων των σημείων των τροχιών των 3 LEDs. Από τον προσανατολισμό και τη θέση του νέου $\Sigma.\Sigma$ πάνω στο *best fit plane*, οι τροχιές τριών διαστάσεων μπορούν να μετασχηματιστούν σε δύο διαστάσεις, μεταφέροντας και περιστρέφοντας το $\Sigma.\Sigma$ του επιπέδου στο παγκόσμιο $\Sigma.\Sigma$. Ο μετασχηματισμός αυτός, οδηγεί στον μηδενισμό της μιας διάστασης και την αναπαράσταση των τροχιών σε δύο διαστάσεις.

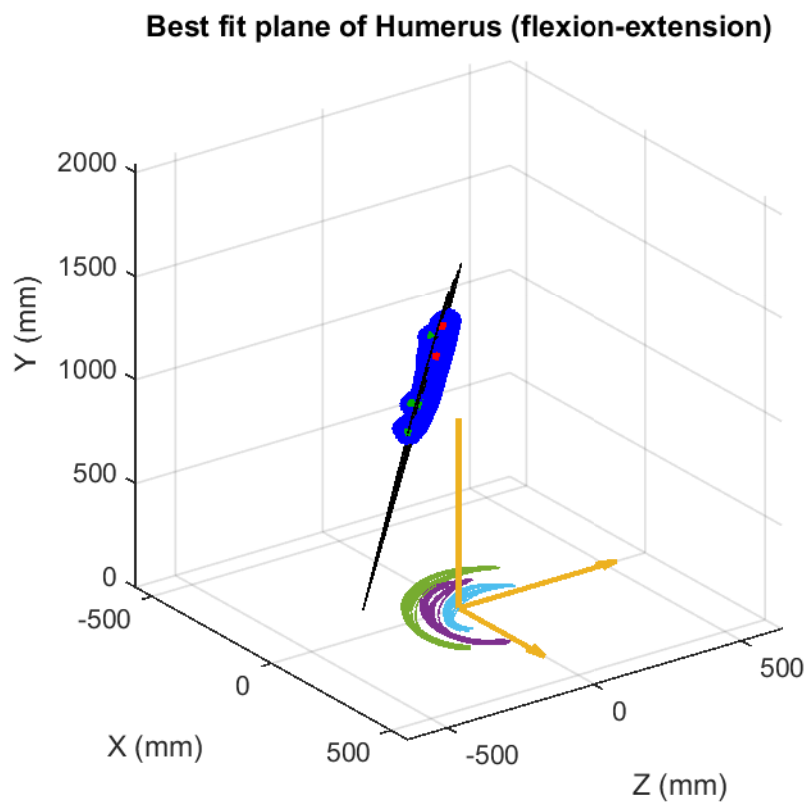
Η εφαρμογή των παραπάνω, έγινε αρχικά σε συνθετικά δεδομένα που ελήφθησαν από την προσομοίωση του μηχανισμού που σχεδιάστηκε στο Solidworks (Κεφ. 4). Στο Σχ. 5-11 απεικονίζεται το επίπεδο κίνησης του μηχανισμού κατά την εκτέλεση της πλάγιας απαγωγής-προσαγωγής και ο μετασχηματισμός των τροχιών σε δύο διαστάσεις. Το επίπεδο κίνησης που υπολογίσθηκε (παράλληλο στο επίπεδο YZ), επαληθεύει το επίπεδο κίνησης της προσομοίωσης. Στο Σχ. 5-12 παρουσιάζεται το αντίστοιχο επίπεδο κίνησης (παράλληλο στο επίπεδο XZ) του περιστρεφόμενου δίσκου. Ωστόσο, ο υπολογισμός του επιπέδου κίνησης της πρόσθιας έκτασης-προέκτασης του άνω άκρου (Σχ. 5-13) επιβεβαιώνει τη δυσκολία συνεχούς εκτέλεσης των κινήσεων σε ένα κατακόρυφο επίπεδο, καθώς το επίπεδο που υπολογίσθηκε είναι κεκλιμένο. Στο Σχ. 5-14, απεικονίζεται το επίπεδο που υπολογίσθηκε από την PCA, με δεδομένα τις τροχιές των LED κατά την εκτέλεση της πλάγιας απαγωγής-προσαγωγής. Παρατηρούμε ότι παρουσιάζει καλύτερα χαρακτηριστικά αφού το επίπεδο κίνησης είναι παράλληλο στο επίπεδο XY .



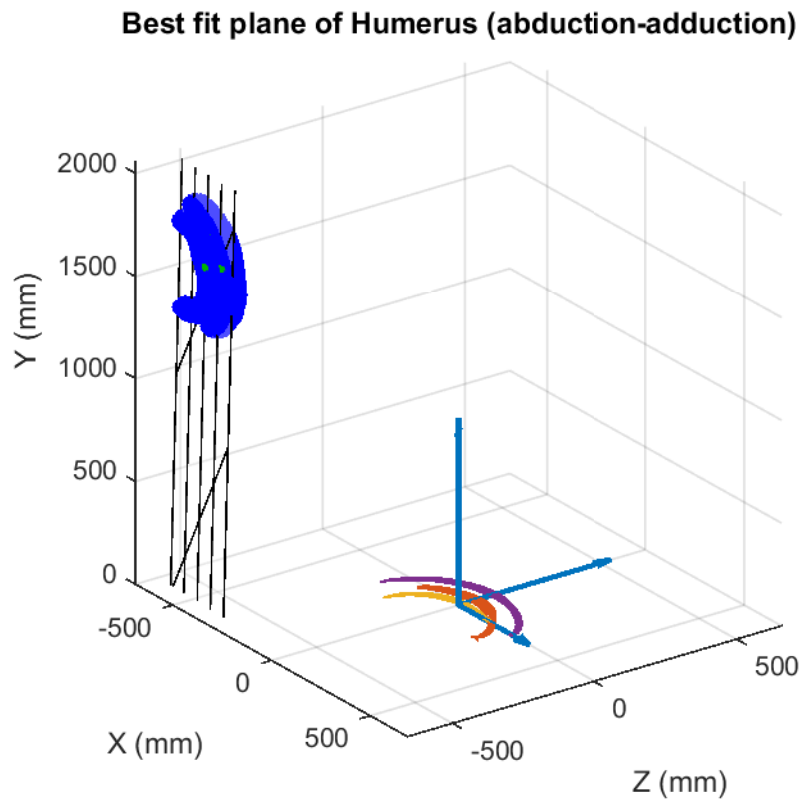
Σχήμα 5-11. Καλύτερο επίπεδο προσαρμογής, κατά την απαγωγή-προσαγωγή μοντέλου Solidworks.



Σχήμα 5-12. Καλύτερο επίπεδο προσαρμογής περιστρεφόμενου δίσκου, γύρω από σταθερό σημείο.



Σχήμα 5-13. Καλύτερο επίπεδο προσαρμογής, κατά την έκταση-προέκταση του χεριού.



Σχήμα 5-14. Καλύτερο επίπεδο προσαρμογής, κατά την απαγωγή-προσαγωγή του χεριού.

5.3 Εξομάλυνση Μετρήσεων

Μετά το μετασχηματισμό των 3D διαστάσεων σε 2D, ακολουθεί η διαδικασία εξομάλυνσης των μετρήσεων. Όπως και στην περίπτωση εύρεσης του *best fit plane*, έτσι και σε αυτό το βήμα η αρχική προσέγγιση στην αντιμετώπιση του προβλήματος ήταν η επιλογή μιας μεθόδου, ικανής να αντισταθμίσει την ύπαρξη σφαλμάτων στις μεταβλητές (αν και στην Εν. 5.2.1, δεν προκύπτει ύπαρξη θορύβου ή άλλων σφαλμάτων). Για το λόγο αυτό, επιλέχθηκε η μέθοδος *Generalized Cross Validation Splines (GCVS)* [27].

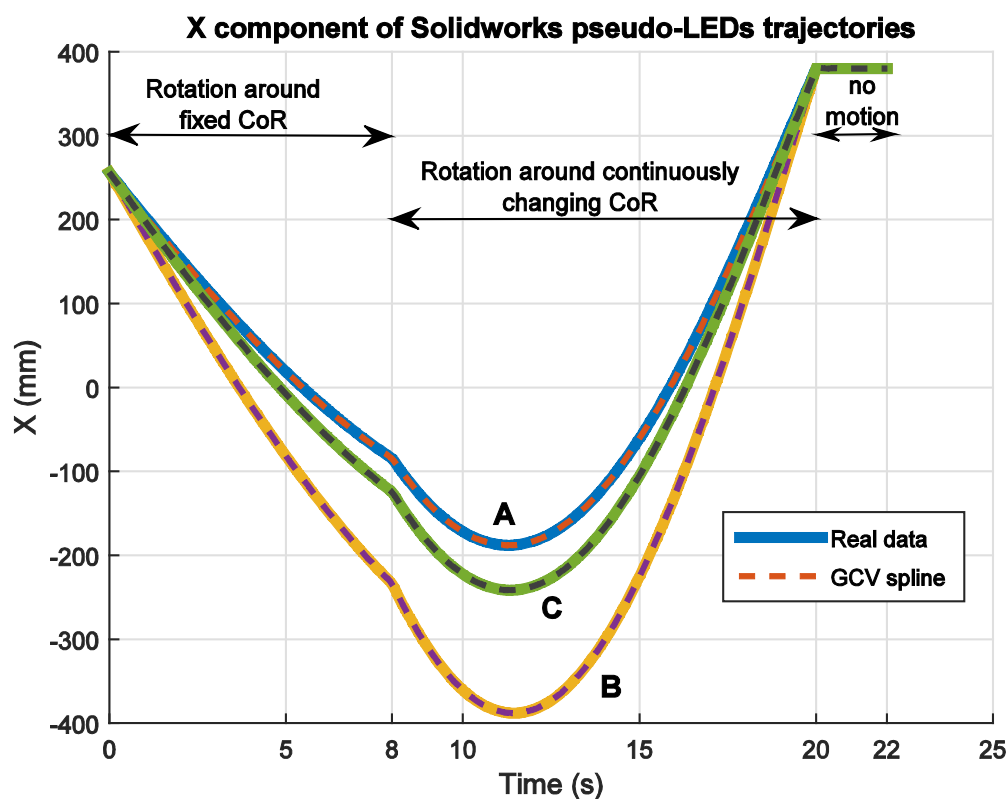
Γενικά, ως *splines* ορίζονται τμηματικά συνεχή πολυώνυμα μεταξύ ενός η περισσότερων σημείων, που ενώνονται μεταξύ τους σε κόμβους (*knots*). Με αυτή την τεχνική εξομαλύνεται ένα πλήθος σημείων στο πεδίο του χρόνου κατά την οποία, ο χρήστης απαιτείται να επιλέξει ένα συντελεστή βαρύτητας (*weighting factor*) κάθε μέτρησης ή ομάδας αυτών καθώς και το επίπεδο εξομάλυνσης των μετρήσεων. Ωστόσο, η υλοποίηση της μεθόδου GCVS υπολογίζει αυτόματα το βέλτιστο επίπεδο εξομάλυνσης. Μια εκδοχή αυτής της μεθόδου είναι το λεγόμενο *Woltring filter* [33], το οποίο βρίσκεται ευρεία εφαρμογή σε δεδομένα που προέρχονται από την κίνηση του ανθρώπου. Ο Woltring, απέδειξε ότι η μέθοδος είναι ισοδύναμη με ένα φίλτρο Butterworth 2^{ης} τάξης. Η διαφορά μεταξύ τους, έγκειται στο γεγονός ότι με τις *splines* είναι ικανή η επεξεργασία μετρήσεων άνισων διαστημάτων δειγματοληψίας, ενώ η λήψη παραγώγων της θέσης 1^{ης} και 2^{ης} τάξης για τον προσδιορισμό της ταχύτητας και της επιτάχυνσης αντίστοιχα, γίνεται αλγεβρικά και όχι αριθμητικά. Ο υπολογισμός των *spline* καμπυλών που προσαρμόζουν τα πειραματικά δεδομένα θέσης, και των αντίστοιχων ταχυτήτων που προκύπτουν από τη διαφοροποίηση έγινε σε κώδικα Matlab, με το αρχείο *PsplineDR04.m*⁷.

Στις μετρήσεις που ελήφθησαν στα πλαίσια της παρούσας διπλωματικής εργασίας, υπήρξαν χρονικές στιγμές κατά τις οποίες κάποιος από τους δείκτες δεν ήταν εμφανής (*occluded marker*) από τουλάχιστον 3 κάμερες, με αποτέλεσμα να μην γινόταν μέτρηση της θέσης του. Σε αυτές τις περιπτώσεις, οι συντεταγμένες θέσης του *occluded marker*, είχαν τιμές $(x, y, z) = (0, 0, 0)$. Οι τιμές αυτές αφαιρέθηκαν χειροκίνητα από το αρχείο καταγραφής “.c3d” (Εν. 4.2.3 σελ. 51), που δημιουργεί το σύστημα *Impulse*. Αυτό παρατηρήθηκε, μόνο κατά την εκτέλεση πειραμάτων του άνω άκρου, καθώς στη δεύτερη περίπτωση μελέτης περιστρεφόμενου δίσκου, η κίνηση που εκτελέστηκε ήταν σαφώς πιο απλή. Ωστόσο, με την εφαρμογή της μεθόδου GCV *splines* κατέστη δυνατό να εξαχθούν εκτιμήσεις και γι’ αυτές τις θέσεις, όπως θα δούμε στη συνέχεια.

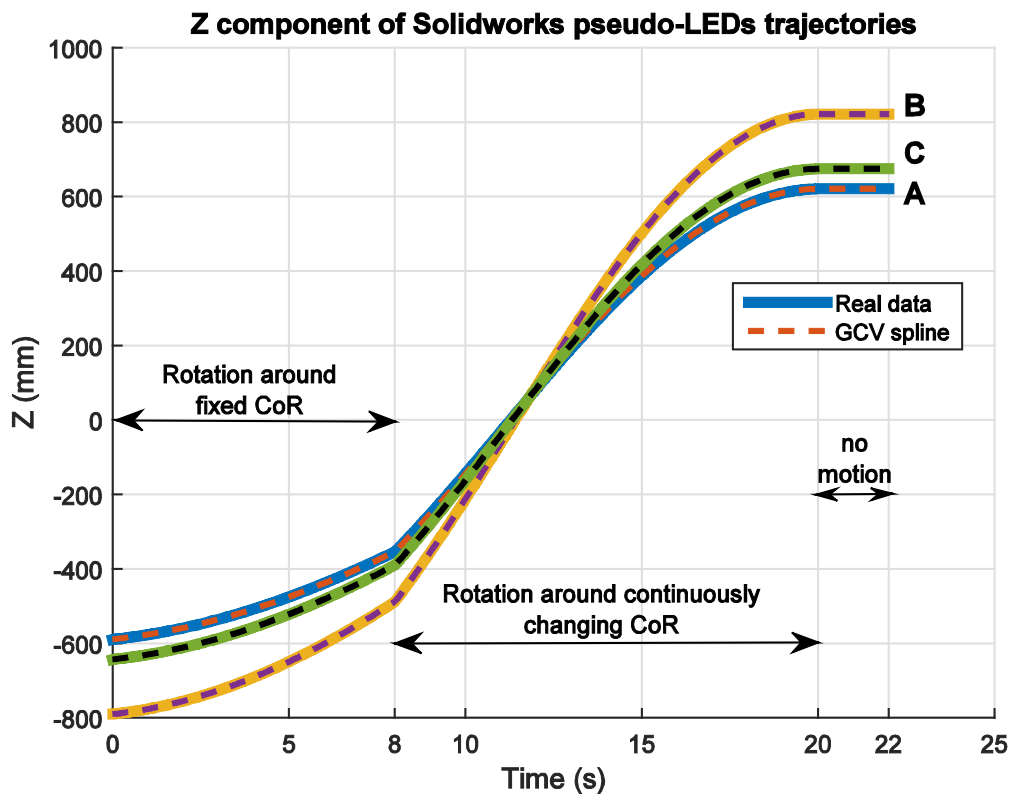
⁷ D. Ruppert, M. P. Wand, R. J. Carroll, "Semiparametric Regression," <http://www.stat.tamu.edu/>. [Online]. Available: http://www.stat.tamu.edu/~carroll/semiregbook/matlab_ruppert_semiparbook.zip [Accessed: Mar. 7, 2015].

Σε αυτό το στάδιο της ανάλυσης, η μέθοδος GCV splines εφαρμόστηκε αρχικά, στην πρώτη περίπτωση μελέτης του απλοποιημένου μοντέλου άρθρωσης ώμου, που σχεδιάστηκε στο Solidworks. Πιο συγκεκριμένα, οι τροχιές (διακριτά σημεία θέσεων) των τριών ψεύδο-LEDs, πάνω στο επίπεδο κίνησης που υπολογίστηκε από την μέθοδο PCA, προσαρμόστηκαν σε συναρτήσεις τμηματικά συνεχών πολυωνύμων (splines). Με αυτό τον τρόπο, είναι δυνατή η αξιολόγηση της προσαρμογής, σε συνθετικά δεδομένα ελεγχόμενης προσομοίωσης, πριν τη εφαρμογή της μεθόδου στα πειραματικά δεδομένα που ελήφθησαν από τη PhaseSpace.

Υπενθυμίζουμε ότι στην πρώτη περίπτωση μελέτης του απλοποιημένου μοντέλου άρθρωσης ώμου που σχεδιάστηκε στο Solidworks, ο βραχίονας περιστρέφεται γύρω από σταθερό κέντρο περιστροφής για τα πρώτα 8 s ενώ στη συνέχεια γύρω από συνεχώς μεταβαλλόμενο κέντρο περιστροφής, για τα επόμενα 12 s. Στα Σχ. 5-15 και 5.16, απεικονίζονται οι συνιστώσες των τροχιών των τριών ψεύδο-LEDs A, B, C συναρτήσει του χρόνου, που προέκυψαν κατά την προσομοίωση της πλάγιας απαγωγής-προσαγωγής του μοντέλου. Παρατηρούμε ότι, η προσαρμογή των πραγματικών δεδομένων είναι πολύ καλή ακόμα και κατά τις χρονικές στιγμές, όπου το σήμα θέσης κάθε ψεύδο-LED αλλάζει απότομα (Time = 8 s και Time = 20 s).

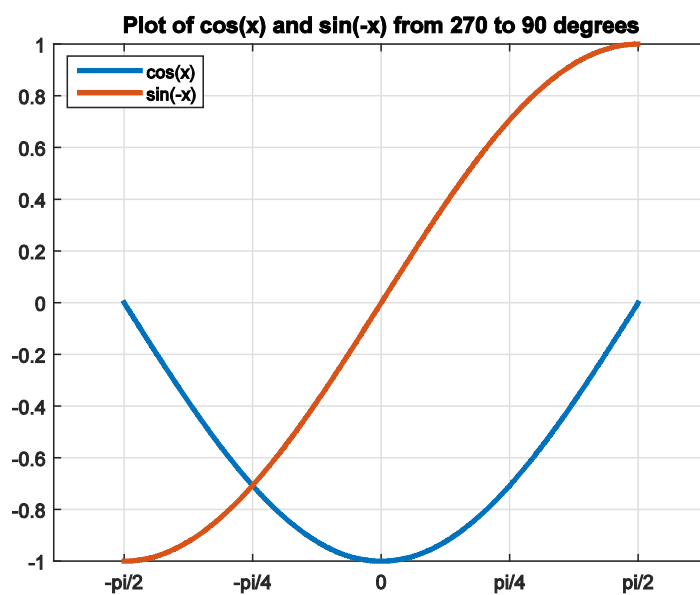


Σχήμα 5-15. Συνιστώσα X των τροχιών τριών ψεύδο-LEDs, μοντέλου Solidworks.



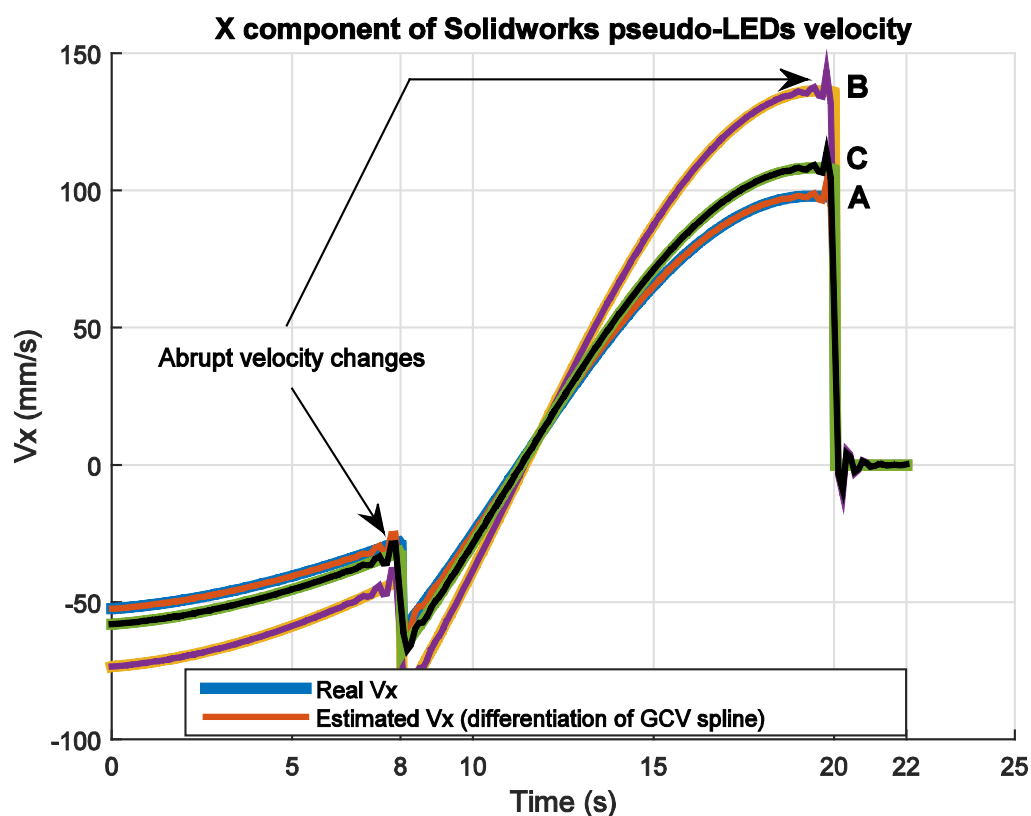
Σχήμα 5-16. Συνιστώσα Z των τροχιών τριών ψεύδο-LEDs, μοντέλου Solidworks.

Η συνιστώσες X και Z των τροχιών είναι συνημιτονοειδούς και ημιτονοειδούς μορφής αντίστοιχα, αφού το μοντέλο εκτελεί περιστροφική κίνηση. Για την καλύτερη κατανόηση στο Σχ. 5-17, παρατίθεται η απεικόνιση των συναρτήσεων $\cos(x)$ και $\sin(-x)$.



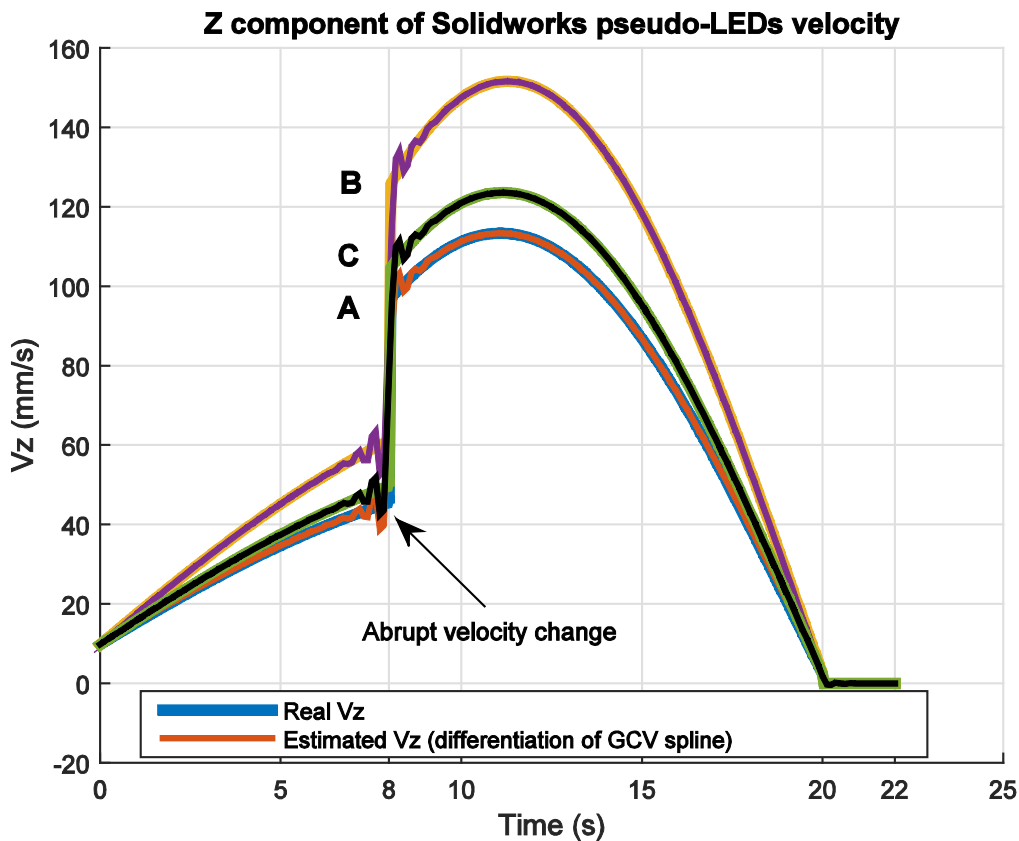
Σχήμα 5-17. Συναρτήσεις $\cos(x)$ και $\sin(-x)$.

Στα Σχ. 5-18 και 5-19, απεικονίζονται τα προφίλ των συνιστωσών των ταχυτήτων των τριών ψεύδο-LEDs, κατά την προσομοίωση της πλάγιας απαγωγής-προσαγωγής του μηχανισμού. Παρατηρούμε ότι, οι ταχύτητες που προέκυψαν από τη διαφορίση των τμηματικά συνεχών πολυωνύμων, προσεγγίζουν πολύ καλά τις πραγματικές ταχύτητες. Ωστόσο, τις χρονικές στιγμές κατά τις οποίες η ταχύτητα μεταβάλλεται απότομα, είτε λόγω έναρξης λειτουργίας των πρόσθετων επενεργητών ACJ και SCJ (Εν. 4.3.2 σελ. 54) του μηχανισμού (Time = 8 s), είτε λόγω διακοπής της κίνησης του μηχανισμού (Time = 20 s), το προφίλ των εκτιμώμενων ταχυτήτων (μέσω διαφορίσης), παρουσιάζει ταλαντωτική συμπεριφορά. Αυτό είναι αναμενόμενο, καθώς οφείλεται στην αδυναμία των αλγορίθμων προσαρμογής (όπως οι GCV splines), να «παρακολουθήσουν» πλήρως, μεγάλες μεταβολές στην κλίση της καμπύλης που προσαρμόζουν (Σχ. 5-15 και 5-16).

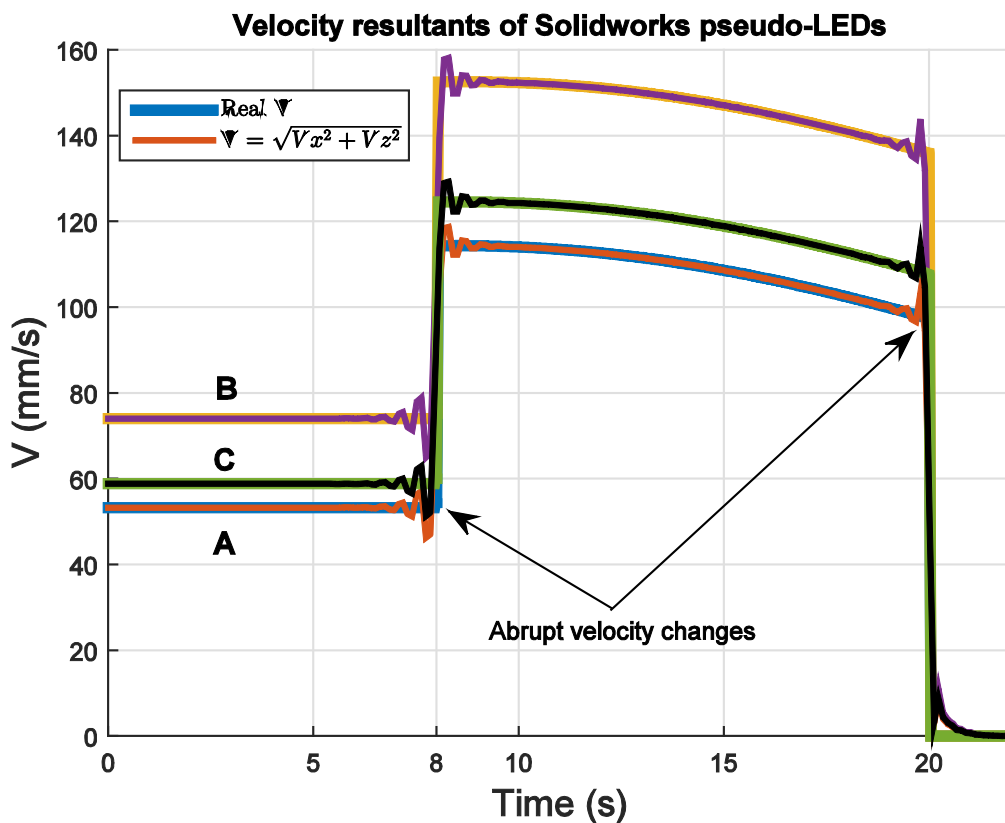


Σχήμα 5-18. Συνιστώσα V_x της ταχύτητας των τριών ψεύδο-LEDs, μοντέλου Solidworks.

Έχοντας λοιπόν υπολογίσει τις συνιστώσες των ταχυτήτων, είναι εφικτό να υπολογισθεί το μέτρο των συνισταμένων ταχυτήτων κάθε χρονική στιγμή. Αυτός ο υπολογισμός είναι αναγκαίος καθώς τα κέντρα περιστροφής όλων των περιπτώσεων μελέτης που θα παρουσιασθούν στην Εν. 5.4, προκύπτουν ως τομές των καθέτων στα εφαπτόμενα στις τροχιές, διανύσματα ταχυτήτων. Στο Σχ. 5-20 απεικονίζονται το μέτρο των συνισταμένων ταχυτήτων που ελήφθησαν κατά την προσομοίωση και οι εκτιμήσεις αυτών, όπως προέκυψαν αλγεβρικά. Οι παρατηρήσεις είναι ίδιες με αυτές τις προηγούμενης παραγράφου.

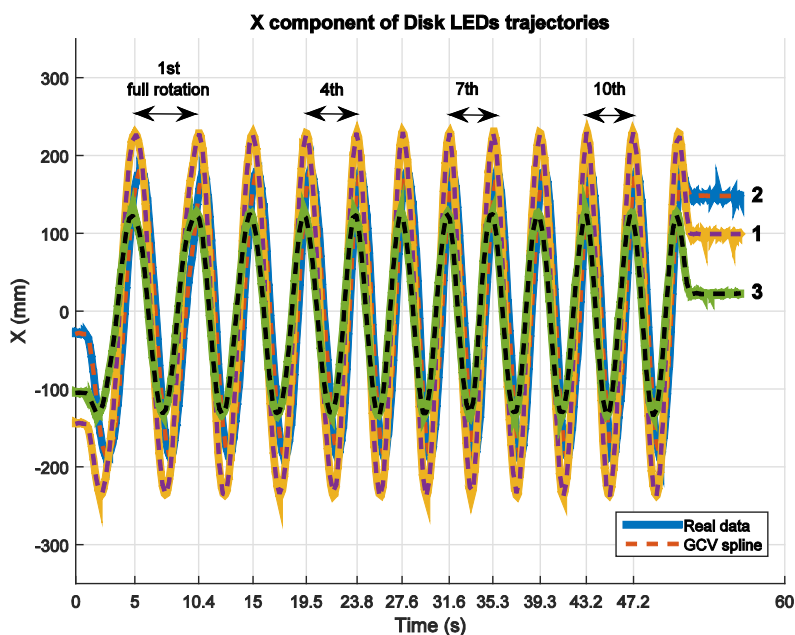


Σχήμα 5-19. Συνιστώσα V_z της ταχύτητας των τριών ψεύδο-LEDs, μοντέλου Solidworks.

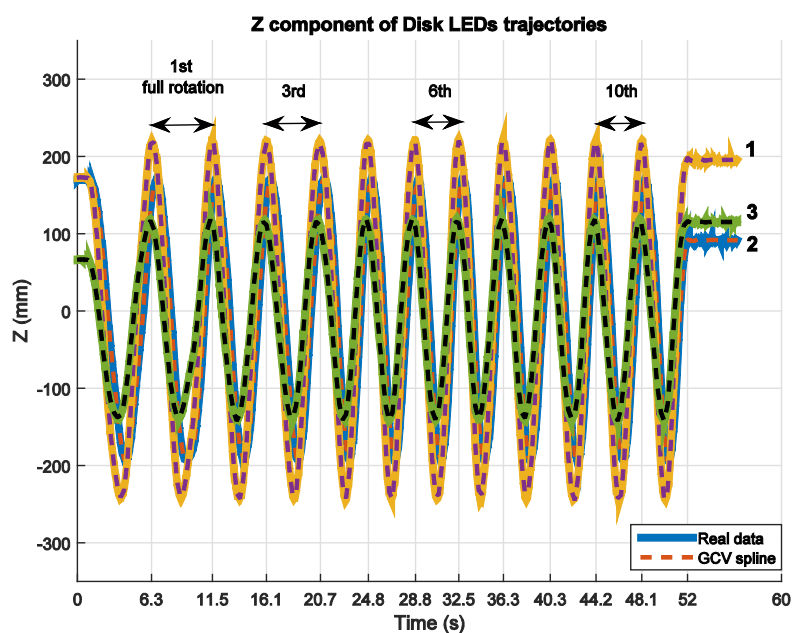


Σχήμα 5-20. Μέτρο συνισταμένης V της ταχύτητας των τριών ψεύδο-LEDs, μοντέλου Solidworks.

Στα Σχ. 5-21 και 5-22, παρουσιάζονται τα διαγράμματα συνιστωσών X, Z των τροχιών, που διέγραψαν τα LEDs 1, 2, 3 (Σχ. 5-4 σελ. 62) πάνω στο επίπεδο κίνησης, κατά την περιστροφική κίνηση δίσκου. Όπως και στην περίπτωση συνθετικών δεδομένων του μοντέλου (προσομοίωση Solidworks), έτσι και σε αυτή την περίπτωση μελέτης τα δεδομένα θέσης που κατεγράφησαν από το σύστημα Impulse, προσαρμόστηκαν σε συναρτήσεις τμηματικά συνεχών πολυωνύμων. Ωστόσο, όπως έχει ήδη αναφερθεί, η περιστροφή του δίσκου έγινε χειροκίνητα. Γι' αυτό το λόγο η περίοδος κάθε πλήρους περιστροφής, εμφανίζεται στα διαγράμματα διαφορετική για κάθε περιστροφή.

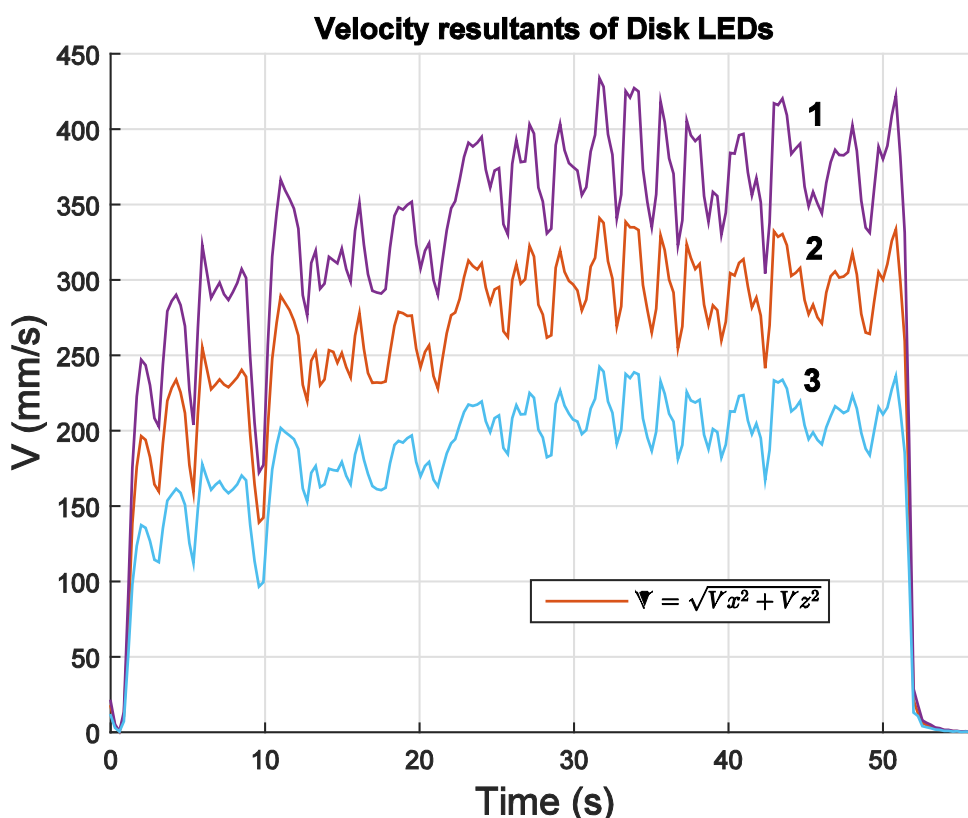


Σχήμα 5-21. Συνιστώσα X των τροχιών τριών LEDs, περιστρεφόμενου δίσκου.



Σχήμα 5-22. Συνιστώσα Z των τροχιών τριών LEDs, περιστρεφόμενου δίσκου.

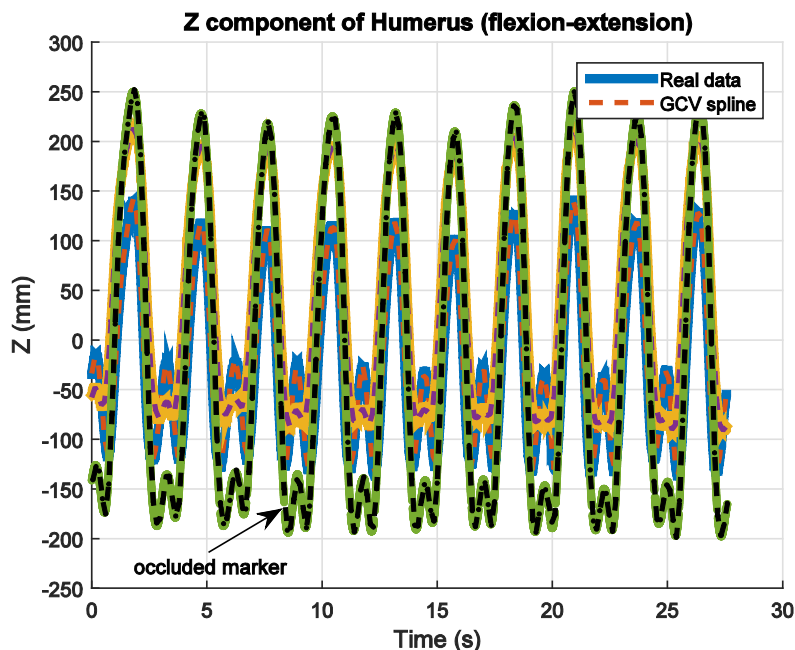
Στο Σχ. 5-23 παρουσιάζεται το μέτρο των συνισταμένων ταχυτήτων των τριών LEDs. Ο υπολογισμός έγινε και γι' αυτή την περίπτωση μελέτης αλγεβρικά, ως άθροισμα των τετραγώνων των αντίστοιχων συνιστωσών V_x και V_z . Σε αντίθεση με την προσομοίωση του μοντέλου στο Solidworks, δε μπορεί να διαπιστωθεί εάν οι εκτιμώμενες ταχύτητες προσεγγίζουν τις πραγματικές (που επετεύχθησαν κατά την περιστροφή του δίσκου), καθώς τα δεδομένα που λαμβάνονται από το σύστημα Impulse, είναι μόνο δεδομένα θέσης. Ωστόσο, θεωρούμε ότι οι εκτιμώμενες ταχύτητες προσεγγίζουν τις πραγματικές, βασιζόμενοι στην αξιοπιστία των αντίστοιχων αποτελεσμάτων, που προέκυψαν στην περίπτωση του μοντέλου.



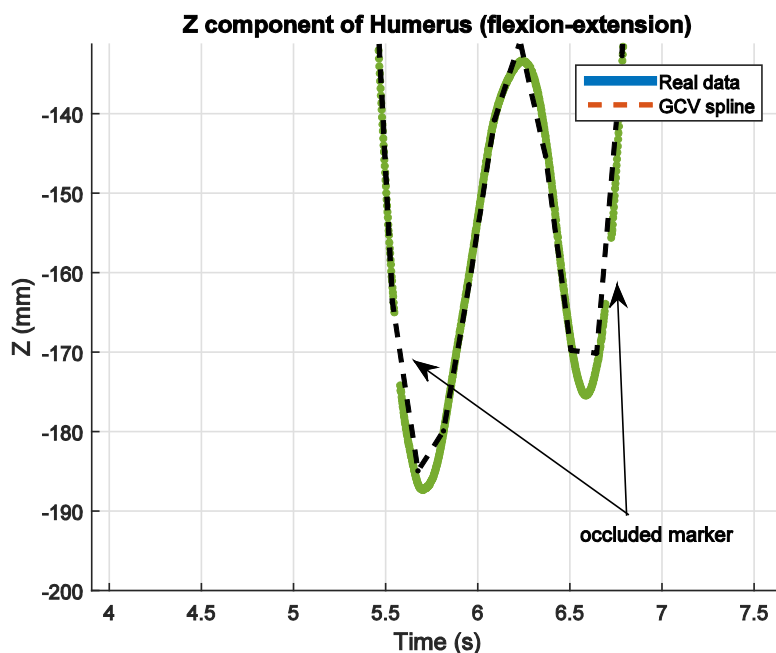
Σχήμα 5-23. Μέτρο συνισταμένης V της ταχύτητας των τριών LEDs, περιστρεφόμενου δίσκου.

Στη συνέχεια ακολουθούν τα διαγράμματα που προέκυψαν κατά τους υπολογισμούς των βημάτων που ήδη παρουσιάστηκαν, για την περίπτωση μελέτης της γληνοβραχιόνιας άρθρωσης. Αν και ελήφθησαν δεδομένα για όλα τα προαναφερθέντα μοτίβα κίνησης του βραχίονα (σελ. 61), σε αυτό το στάδιο της ανάλυσης, θα γίνει αναφορά στα αποτελέσματα μόνο της πρόσθιας έκτασης-προέκτασης, καθώς τα αποτελέσματα των υπόλοιπων μοτίβων κίνησης δεν προσφέρονται για πρόσθετες παρατηρήσεις.

Πιο συγκεκριμένα, στο Σχ. 5-24 παρατηρούμε ότι η προσαρμογή της διάστασης Z των τροχιών των τριών LED (Σχ. 5-2 σελ. 60), επί του επιπέδου κίνησης επιτυγχάνεται ακόμα και για τις χρονικές στιγμές, που κάποιος από τους δείκτες χάνεται από το πεδίο θέασης των καμερών (occluded marker).



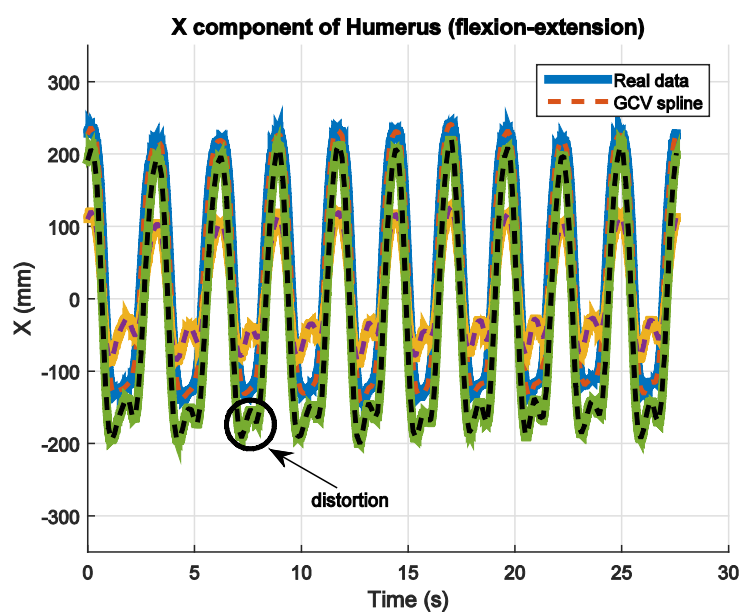
Σχήμα 5-24. Συνιστώσα Z των τροχιών τριών LEDs, κατά την έκταση-προέκταση του βραχίονα.



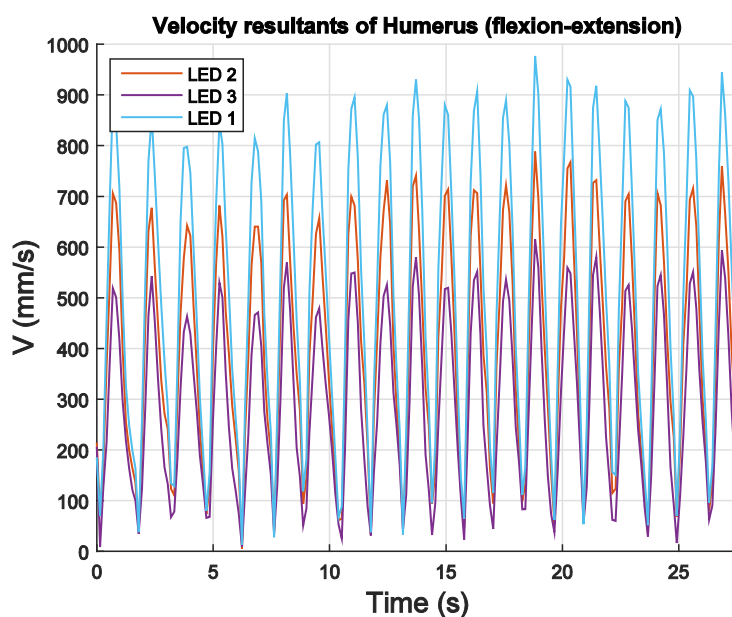
Σχήμα 5-25. Λεπτομέρεια Σχ. 5-24.

Στο Σχ. 5-26 παρατηρούμε, ότι κατά την προσέγγιση του άνω άκρου στις ακραίες θέσεις (δηλαδή μέγιστη άνω θέση και ελάχιστη κάτω θέση), εμφανίζονται διαταραχές κατά την εναλλαγή της κίνησης από την έκταση στη προέκταση και αντίστροφα. Αυτό συμβαίνει, διότι σε αυτές τις ακραίες θέσεις η εναλλαγή του χεριού από το ένα είδος κίνησης στο άλλο (άνοδος-κάθοδος) δε μπορεί να συμβεί ακαριαία όπως στην περίπτωση ενός ελεγχόμενου μηχανισμού, με αποτέλεσμα την ύπαρξη άλλων μικρο-μετατοπίσεων πριν την εναλλαγή της κίνησης. Επιπλέον, παρατηρούμε ότι το πλάτος και ο χρόνος εκτέλεσης

(περίοδος) κάθε επανάληψης είναι διαφορετικά, μιας και η κίνηση του χεριού δεν είναι εύκολο να εκτελεστεί, ούτε με την ίδια ταχύτητα (Σχ. 5-27), αλλά ούτε επιτυγχάνοντας τις ίδιες μετατοπίσεις μεταξύ των επαναλήψεων. Η ελαχιστοποίηση αυτού το προβλήματος, θα μπορούσε να επιτευχθεί μέσω παρατήρησης και χρονομέτρησης κατά την προσέγγιση του χεριού σε στόχους, τοποθετημένους σε συγκεκριμένες θέσεις. Ωστόσο, σε αυτή την ανάλυση και μελέτη της κίνησης του άνω άκρου, προτιμήθηκε για λόγους απλούστευσης του προβλήματος της εύρεσης στιγμιαίων κέντρων περιστροφής, η εκτέλεση ελεύθερων κινήσεων του άνω άκρου.



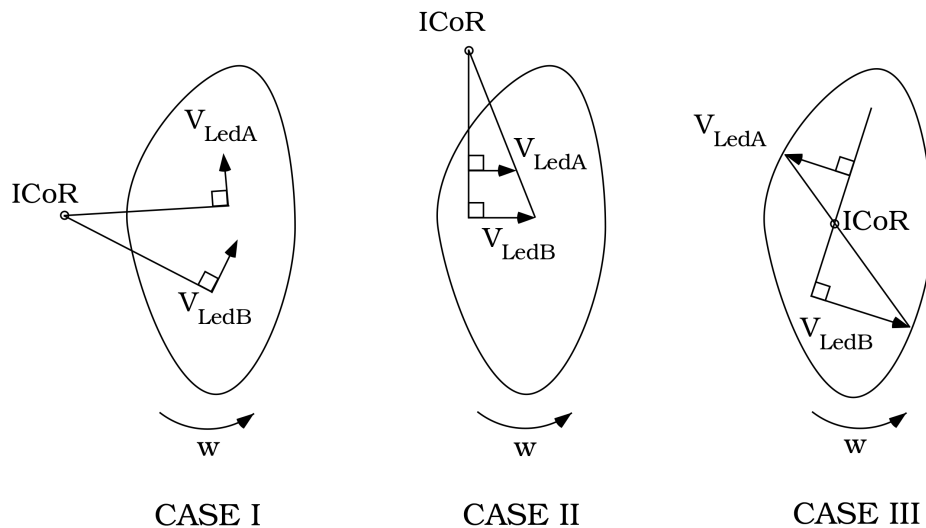
Σχήμα 5-26. Συνιστώσα X των τροχιών τριών LEDs, κατά την έκταση-προέκταση του βραχίονα.



Σχήμα 5-27. Μέτρο συνισταμένης V της ταχύτητας των τριών LEDs, κατά την έκταση-προέκταση του βραχίονα.

5.4 Αποτελέσματα Κέντρων Περιστροφής

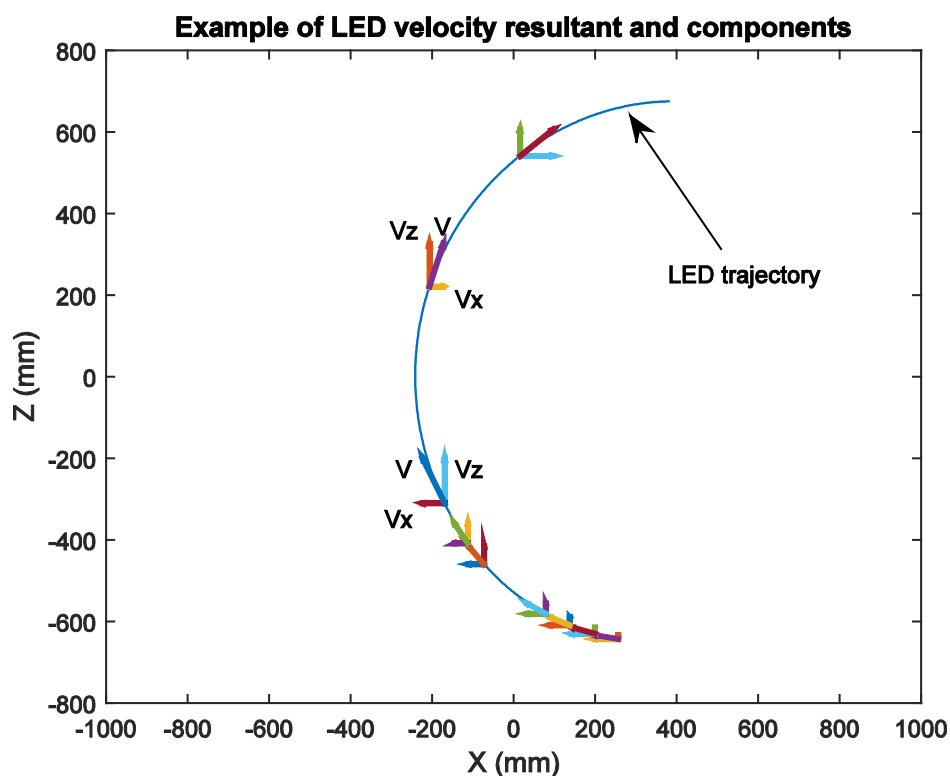
Έχει γίνει ήδη σαφές, ότι για τον υπολογισμό των στιγμιαίων κέντρων περιστροφής απαιτείται αρχικά, ο υπολογισμός των εφαπτόμενων στις τροχιές (που διαγράφουν τουλάχιστον δύο δείκτες LED) διανυσμάτων ταχύτητας. Τα στιγμιαία κέντρα περιστροφής των τριών περιπτώσεων μελέτης που παρουσιάστηκαν στις Εν. 5.2.2 και 5.3, προκύπτουν εν τέλει, ως σημεία τομής των καθέτων στα διανύσματα ταχύτητας των δεικτών. Ωστόσο, στη γενική περίπτωση ενός άκαμπτου σώματος, που εκτελεί περιστροφική κίνηση στο επίπεδο με γωνιακή ταχύτητα w , η εύρεση των στιγμιαίων κέντρων περιστροφής ως σημεία τομής, μπορεί να πραγματοποιηθεί με διαφορετικούς τρόπους, ανάλογα τη φορά των διανυσμάτων ταχύτητας (Σχ. 5-28). Πιο συγκεκριμένα, εάν οι διευθύνσεις των διανυσμάτων ταχύτητας δύο διαφορετικών δεικτών V_{LedA} και V_{LedB} δεν είναι παράλληλες, τότε το στιγμιαίο κέντρο περιστροφής άκαμπτου σώματος, προκύπτει ως σημείο τομής των καθέτων στα διανύσματα ταχυτήτων. Στη δεύτερη και στην τρίτη περίπτωση όμως, όπου τα διανύσματα των ταχυτήτων είναι παράλληλα-ομόρροπα και παράλληλα-αντίρροπα αντιστοίχως, τα στιγμιαία κέντρα περιστροφής, προκύπτουν ως σημεία τομής της κοινής καθέτου που περνάει από την αρχή των διανυσμάτων ταχύτητας και της ευθείας που ενώνει το πέρας αυτών.



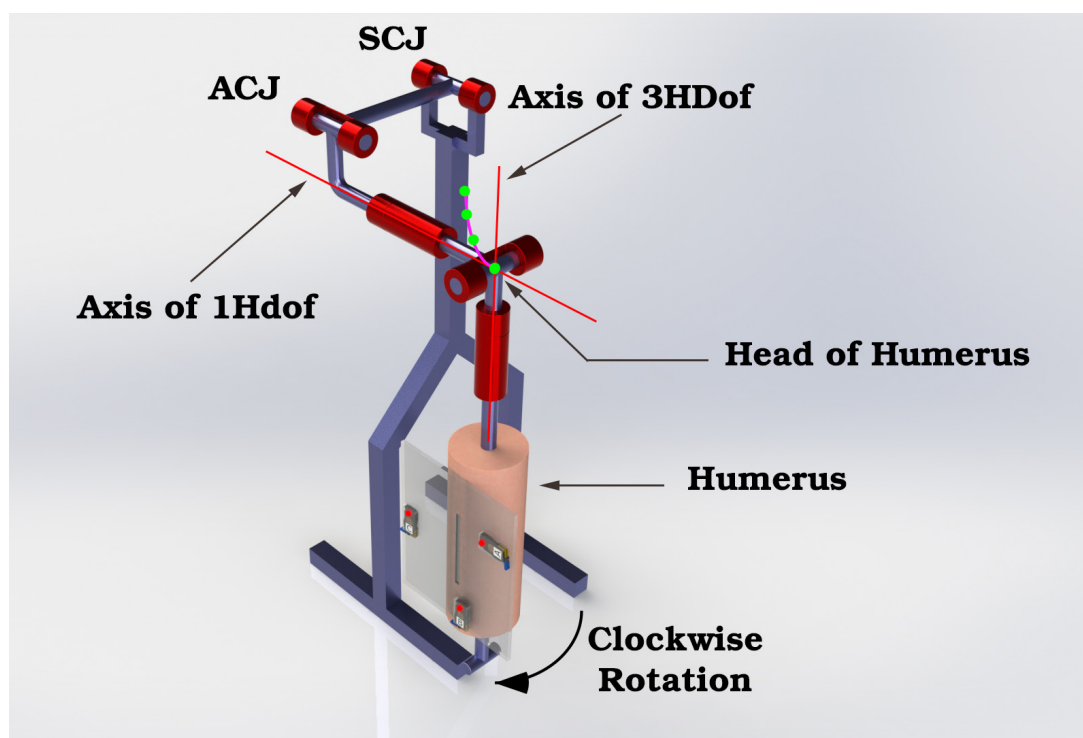
Σχήμα 5-28. Τρόποι εύρεσης στιγμιαίου κέντρου περιστροφής άκαμπτου σώματος, αναλόγως της κατεύθυνσης των διανυσμάτων ταχύτητας.

Μια εποπτική απεικόνιση, των εφαπτόμενων διανυσμάτων ταχύτητας, στη τροχιά που διέγραψε ένα από τα τρία ψεύδο-LEDs του Solidworks μοντέλου, παρουσιάζεται στο Σχ. 5-29. Υπενθυμίζουμε ότι ο βραχίονας στα πρώτα 8 s, περιστρέφεται γύρω από σταθερό κέντρο περιστροφής. Κατά συνέπεια, οι τροχιές που διαγράφουν τα ψεύδο-LEDs σε αυτό το στάδιο, είναι τόξα ομόκεντρων κύκλων επί του επιπέδου κίνησης. Κέντρο αυτών των κύκλων, είναι το σημείο τομής των αξόνων περιστροφής του 1^{ου} (1HDof) και του 3^{ου} β.ε.

(3HDof) του βραχίονα (Σχ. 5-30). Το σημείο αυτό για λόγους συντομίας, αναφέρεται στη συνέχεια ως κεφαλή του βραχίονα.

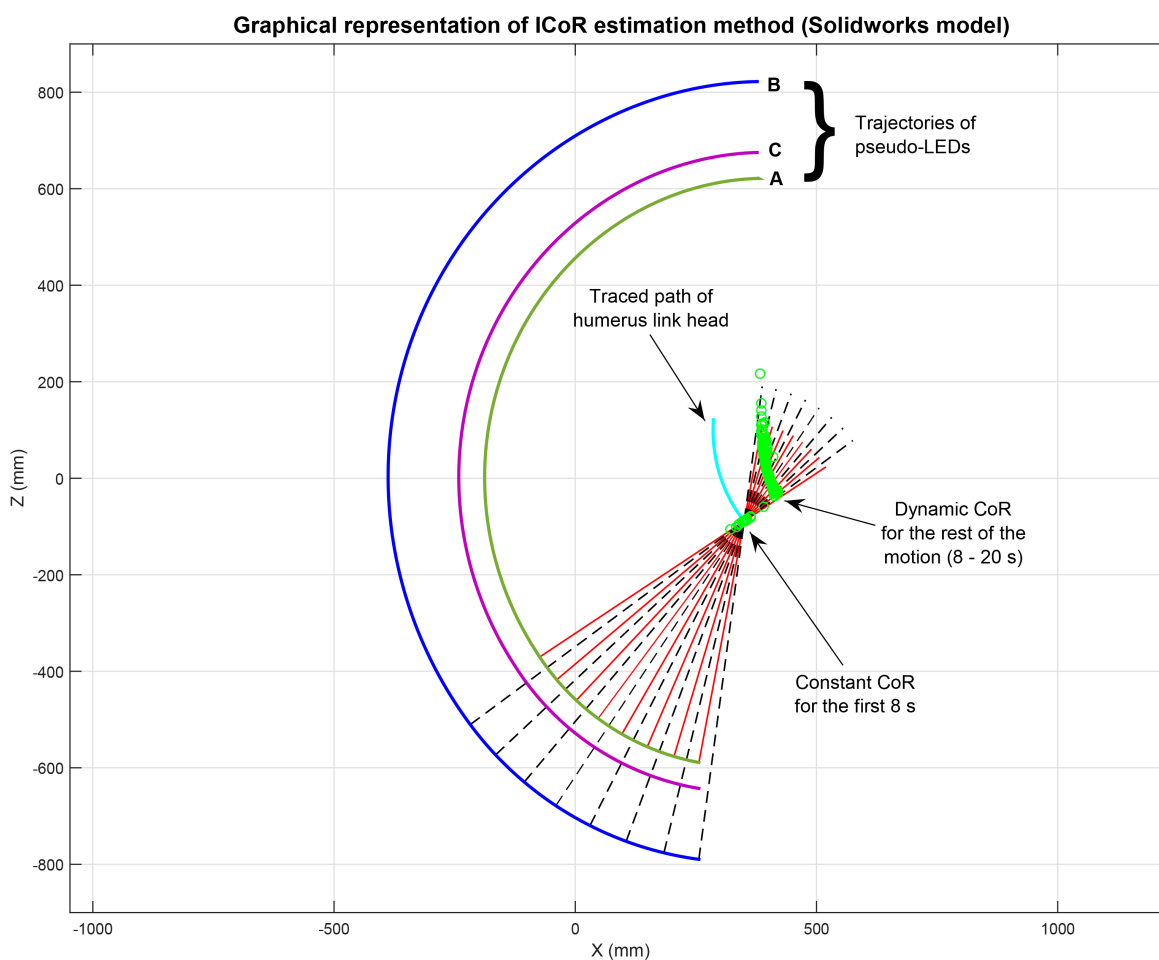


Σχήμα 5-29. Γραφική απεικόνιση διανυσμάτων ταχύτητας, κατά μήκος της τροχιάς που διέγραψε το ψεύδο-LED A, του Solidworks μοντέλου.



Σχήμα 5-30. Σημείο τομής μεταξύ άξονα 1HDof και 3HDof (κεφαλή βραχίονα).

Τα στιγμιαία κέντρα περιστροφής του μοντέλου, ως σημεία τομής των καθέτων στα διανύσματα ταχυτήτων δύο διαφορετικών δεικτών, παρουσιάζονται στο Σχ. 5-31. Διακρίνονται οι τροχιές των τριών ψεύδο-LEDs A, B, και C, τα σημεία τομής των καθέτων στα διανύσματα ταχυτήτων μεταξύ του ψεύδο-LED B και A, καθώς και η τροχιά που διαγράφει η κεφαλή του βραχίονα. Τα σημεία της τροχιάς, προήλθαν αυτόματα από την προσομοίωση του μοντέλου και μετασχηματιστήκαν στο επίπεδο κίνησης. Παρατηρούμε ότι, ο αλγόριθμος βρίσκει επιτυχώς τα στιγμιαία κέντρα περιστροφής για την κίνηση που εκτελεί ο βραχίονας του μοντέλου στα πρώτα 8 s, καθώς οι τομές των καθέτων συμπίπτουν με την αρχή της τροχιάς της κεφαλής. Αυτό σημαίνει ότι, η ακτίνα καμπυλότητας των τροχιών για το συγκεκριμένο χρονικό διάστημα, είναι ίση με την ακτίνα των νοητών κύκλων που διαγράφουν τα ψεύδο-LEDs, δηλαδή ίση με την απόσταση κάθε ψεύδο-LED από την κεφαλή του βραχίονα.

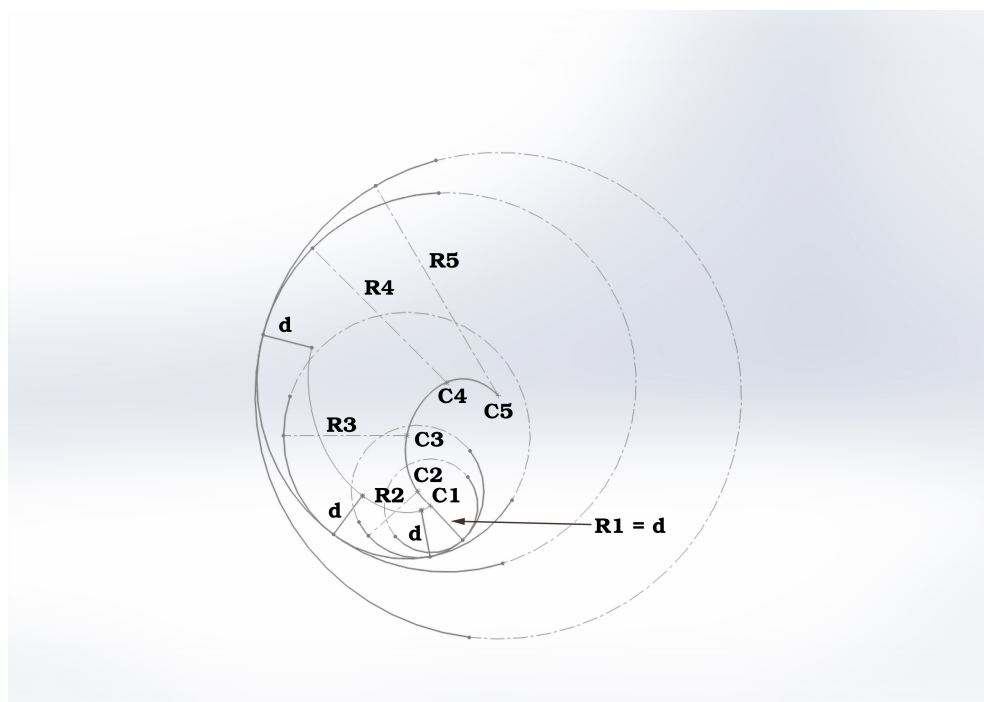


Σχήμα 5-31. Στιγμιαία κέντρα περιστροφής κατά την πλάγια απαγωγή μοντέλου.

Ωστόσο, τα στιγμιαία κέντρα περιστροφής που υπολογίστηκαν για τη σύνθετη κίνηση του μοντέλου στο χρονικό διάστημα 8 – 20 s (ταυτόχρονη περιστροφή αρθρώσεων ACJ και SCJ κατά 30° έκαστος), δεν συμπίπτουν με την τροχιά της κεφαλής του βραχίονα. Αυτό συμβαίνει διότι, η ακτίνα καμπυλότητας κάθε τροχιάς, δεν είναι ίση πλέον με την

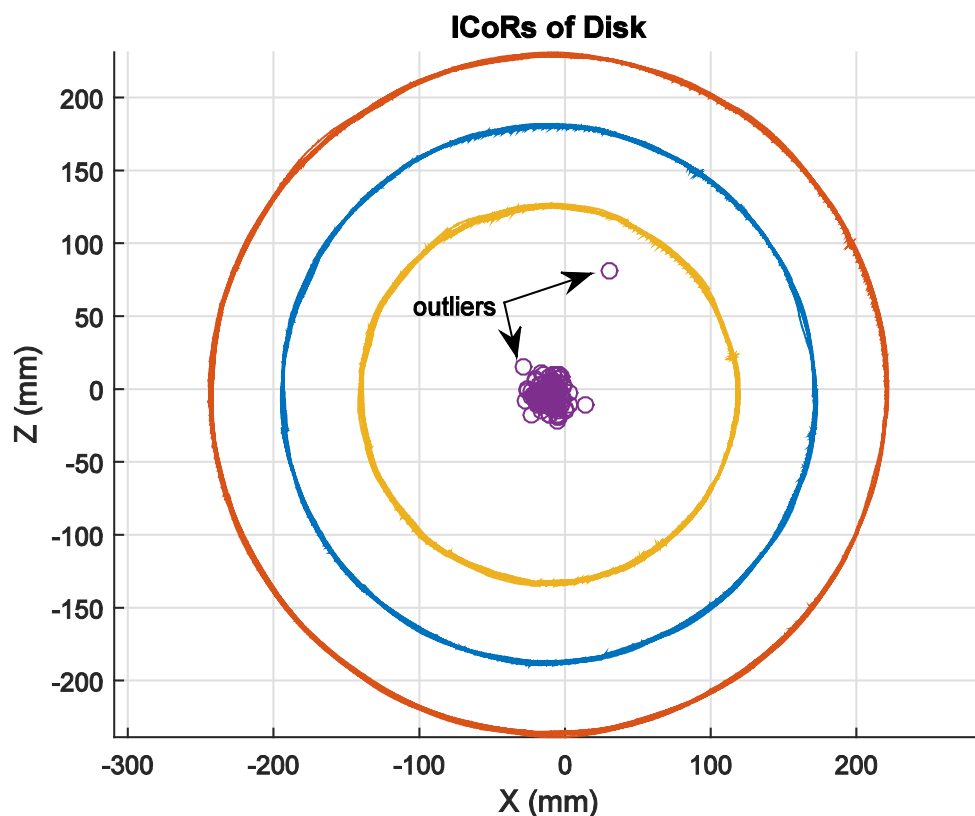
απόσταση κάθε ψευδο-LED από την κεφαλή του βραχίονα. Παρατηρούμε όμως ότι η καμπύλη των εκτιμώμενων κέντρων περιστροφής έχει ίδια μορφή με την τροχιά της κεφαλής. Αυτό πιθανόν να συμβαίνει διότι, η περιστροφή του βραχίονα για το διάστημα κίνησης από 8 – 20 s, να πραγματοποιείται γύρω από συνεχώς μετατοπιζόμενο άξονα, ο οποίος παραμένει πάντα παράλληλος στον άξονα του 1^{ου} β.ε 1HDof (Σχ. 5-30 σελ. 79).

Για την καλύτερη κατανόηση, παρατίθεται η γενική περίπτωση του ακόλουθου παραδείγματος (Σχ. 5-32). Θεωρούμε ότι, σύνδεσμος μήκους d , περιστρέφεται αρχικά γύρω από σταθερό κέντρο περιστροφής. Η τροχιά που εκτελεί ο σύνδεσμος είναι κυκλική. Συγκεκριμένα αντιστοιχεί σε κύκλο ακτίνας $R1$ και κέντρου $C1$. Σε αυτή την περίπτωση, η ακτίνα καμπυλότητας της τροχιάς συμπίπτει με την ακτίνα $R1$ και είναι ίση με το μήκος d του συνδέσμου. Όταν ο σύνδεσμος εισέλθει στην τροχιά του κύκλου ακτίνας $R2$ και κέντρου $C2$, η ακτίνα καμπυλότητας της τροχιάς δεν είναι πλέον ίση με το μήκος του συνδέσμου. Το ίδιο συμβαίνει κάθε φορά που ο σύνδεσμος εισέρχεται σε διαφορετική τροχιά. Τα σημεία που βρίσκονται κατά μήκος του συνδέσμου, έχουν ως στιγμιαία κέντρα περιστροφής, το κέντρο κάθε νοητού κύκλου, για όσο χρονικό διάστημα η τροχιά που διαγράφουν, έχει ακτίνα καμπυλότητας ίση με την ακτίνα του εκάστοτε κύκλου. Κατά συνέπεια, η καμπύλη που σχηματίζεται από τα κέντρα κάθε κύκλου, είναι η καμπύλη των στιγμιαίων κέντρων περιστροφής του συνδέσμου. Εάν όμως, παρακολουθήσουμε την θέση του εσωτερικού (ως προς τους κύκλους) άκρου του συνδέσμου, προκύπτει μια άλλη τροχιά αντίστοιχη (όσον αφορά την ερμηνεία), με αυτή που προέκυψε για την κεφαλή του βραχίονα κατά την προσομοίωση του Solidworks μοντέλου.



Σχήμα 5-32. Παράδειγμα επεξήγησης των αποτελεσμάτων της 1^{ης} περίπτωσης μελέτης (μοντέλο Solidworks).

Η εφαρμογή της μεθόδου που αναλύθηκε προηγουμένως, στα δεδομένα της 2^{ης} περίπτωσης μελέτης, ήταν διαφορετικού σκοπού. Στόχος ήταν, η εξαγωγή συμπερασμάτων για την αξιοπιστία της μεθόδου, σε δεδομένα που προέρχονται από το σύστημα Impulse, κατά την καταγραφή απλής περιστροφής ενός δίσκου γύρω από σταθερό σημείο περιστροφής. Τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στο Σχ. 5-33.

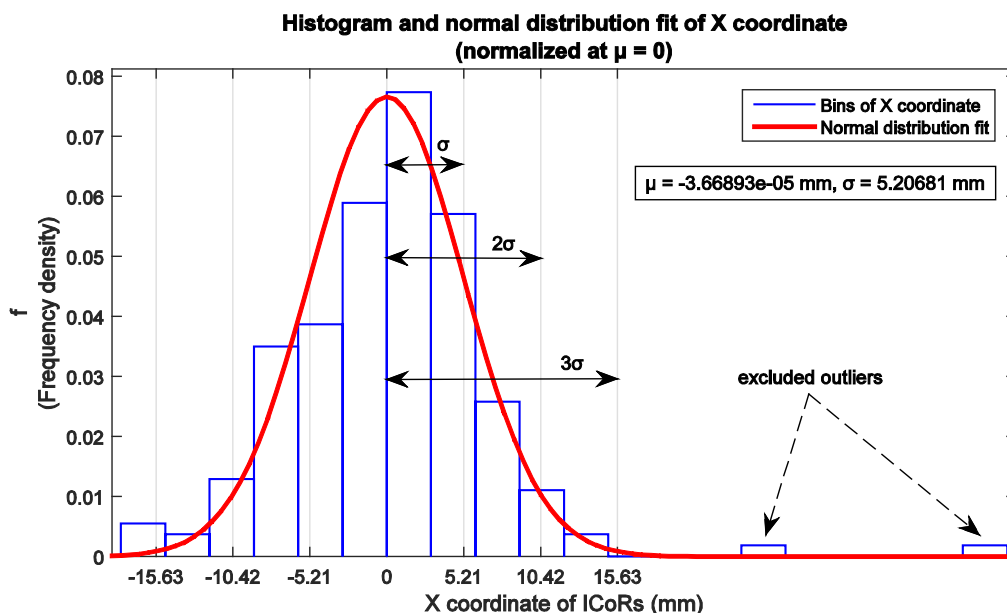


Σχήμα 5-33. Στιγμαία κέντρα περιστροφής, κατά την περιστροφή δίσκου ενός βαθμού ελευθερίας.

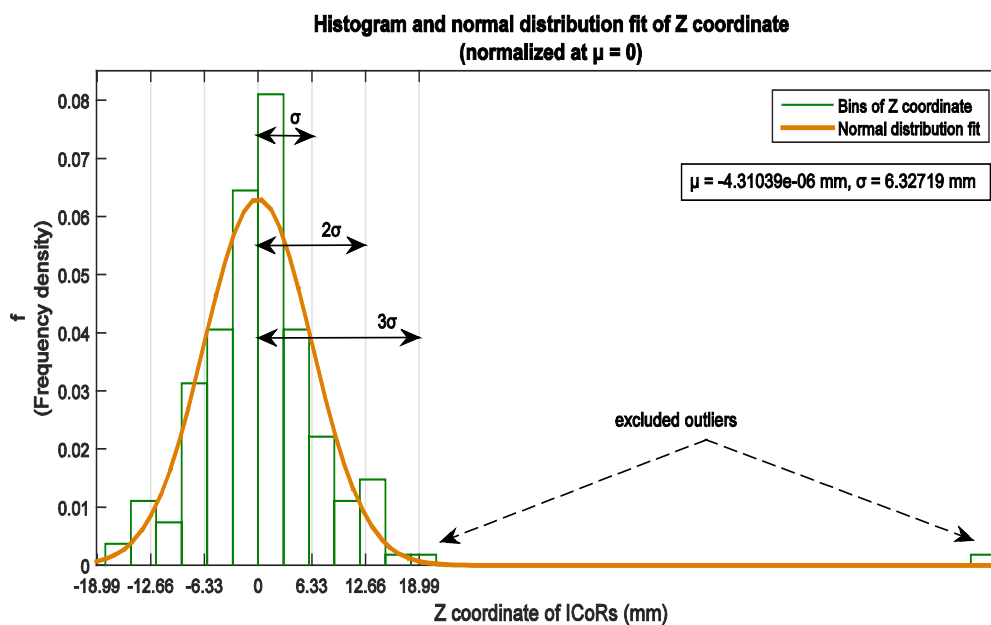
Στην ιδανική περίπτωση, οι τομές των καθέτων στα διανύσματα ταχύτητας μεταξύ δύο διαφορετικών LED θα έπρεπε να συμπίπτουν, ώστε να προκύψει ένα κέντρο περιστροφής. Ωστόσο, παρατηρούμε ότι τα εκτιμώμενα στιγμαία κέντρα περιστροφής δεν ταυτίζονται, αλλά εντοπίζονται σε μια μικρή περιοχή. Αυτό μπορεί να οφείλεται στον μικρό βαθμό ευρωστίας (robustness) της μεθόδου, για μη συνθετικά δεδομένα. Σε αυτό συνηγορεί και η ύπαρξη απομονωμένων σημείων (outliers).

Το ιστόγραμμα και η συνάρτηση κατανομής των συντεταγμένων X , Z παρουσιάζονται στα Σχ. 5-34 και 5-35. Η βάση κάθε ορθογώνιου του ιστογράμματος παριστάνει τη συχνότητα εμφάνισης μιας τιμής των συνεχών μεγεθών X , Z εντός μιας καθορισμένης περιοχής τιμών (κλάση), ενώ το ύψος είναι ίσο προς την πυκνότητα συχνότητας της κλάσεως [38]. Η συνάρτηση κατανομής, προέκυψε από τη προσαρμογή της κανονικής κατανομής στις τιμές του δείγματος των συντεταγμένων X , Z των στιγμαίων κέντρων περιστροφής.

Με σκοπό την καλύτερη δυνατή προσαρμογή, τα απομονωμένα σημεία αφαιρέθηκαν και βρέθηκε ότι η X μεταβλητή έχει μέση τιμή⁸ $\mu = -11.0877$ mm και τυπική απόκλιση $\sigma = 5.20681$ mm, ενώ η Z μεταβλητή έχει $\mu = -4.28282$ mm και $\sigma = 6.32719$ mm. Οι κανονικοποιημένες κατανομές ($\mu = 0$), προέκυψαν μετά την αφαίρεση της μέσης τιμής, από τις τιμές της αντίστοιχης διάστασης.



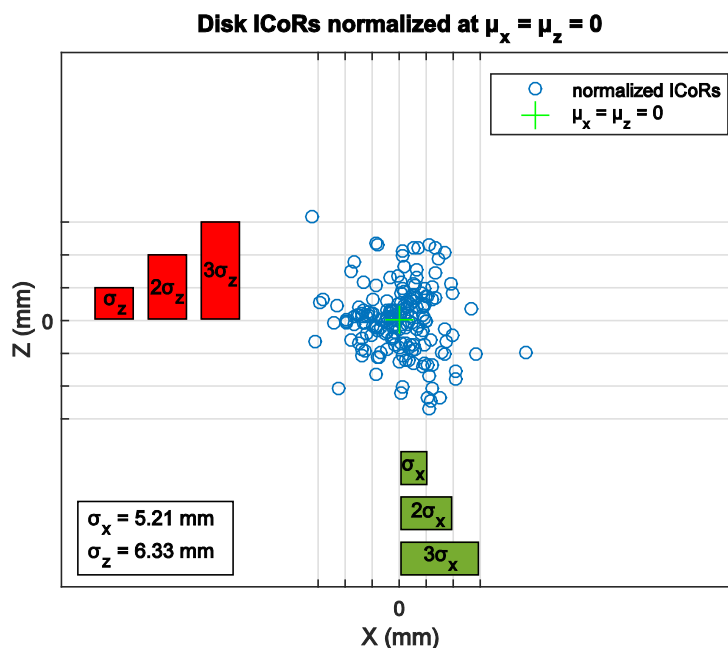
Σχήμα 5-34. Ιστόγραμμα και συνάρτηση κατανομής συντεταγμένης X , των στιγμιαίων κέντρων περιστροφής.



Σχήμα 5-35. Ιστόγραμμα και συνάρτηση κατανομής συντεταγμένης Z , των στιγμιαίων κέντρων περιστροφής.

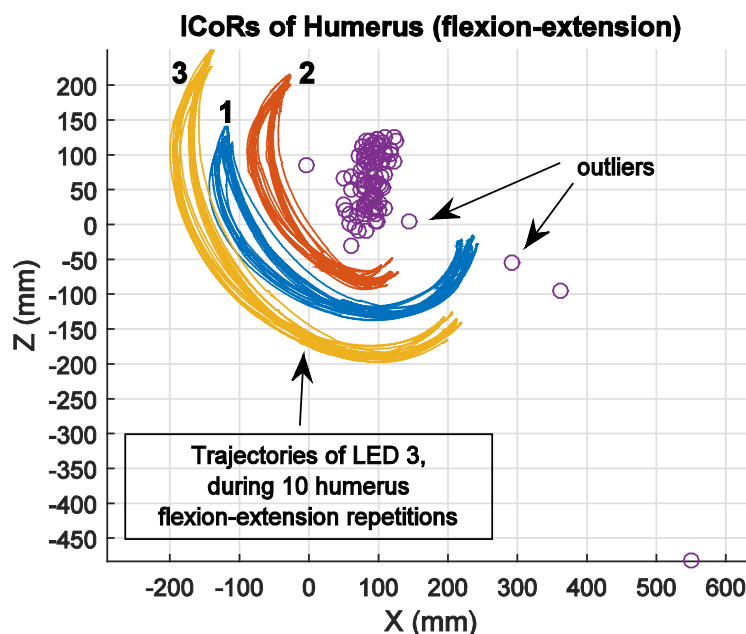
⁸ Επειδή το δείγμα των στιγμιαίων κέντρων περιστροφής θεωρούμε ότι προσεγγίζει ικανοποιητικά την κανονική κατανομή, μπορούμε να χρησιμοποιήσουμε τη μέση τιμή (mean) αντί του μέσου (median).

Το κανονικοποιημένο νέφος τιμών των στιγμιαίων κέντρων περιστροφής γύρω από τη μέση τιμή $\mu = 0$ κάθε διάστασης, παρουσιάζεται στο Σχ. 5-36.



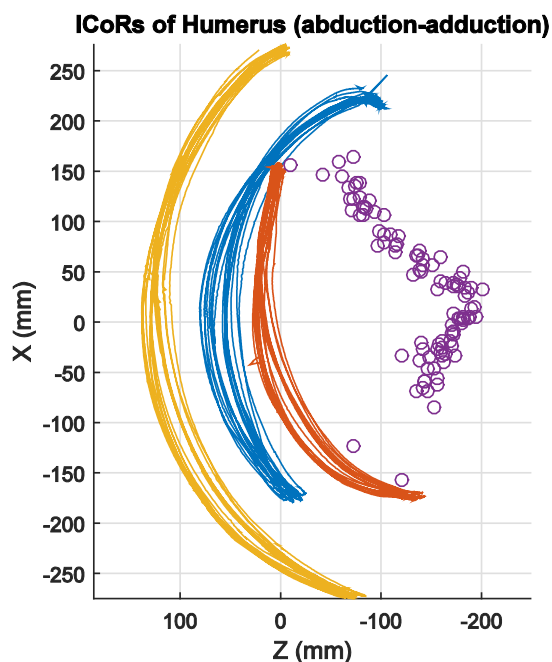
Σχήμα 5-36. Κανονικοποιημένο νέφος στιγμιαίων κέντρων περιστροφής για $\mu_x = \mu_z = 0$.

Οι αναλύσεις των προηγούμενων δύο περιπτώσεων μελέτης, έδειξαν ότι η μέθοδος εύρεσης των στιγμιαίων κέντρων περιστροφής συμπεριφέρεται ικανοποιητικά, καθώς τα αποτελέσματα είναι σε συνάφεια με την κινηματική των μοντέλων. Αυτό το συμπέρασμα είναι ενθαρρυντικό, όσον αφορά τα αποτελέσματα που προέκυψαν από τα πειραματικά δεδομένα του άνω άκρου και θα συζητηθούν στη συνέχεια. Στο Σχ. 5-37, απεικονίζονται τα στιγμιαία κέντρα περιστροφής κατά την πρόσθια έκταση-προέκταση του βραχίονα.

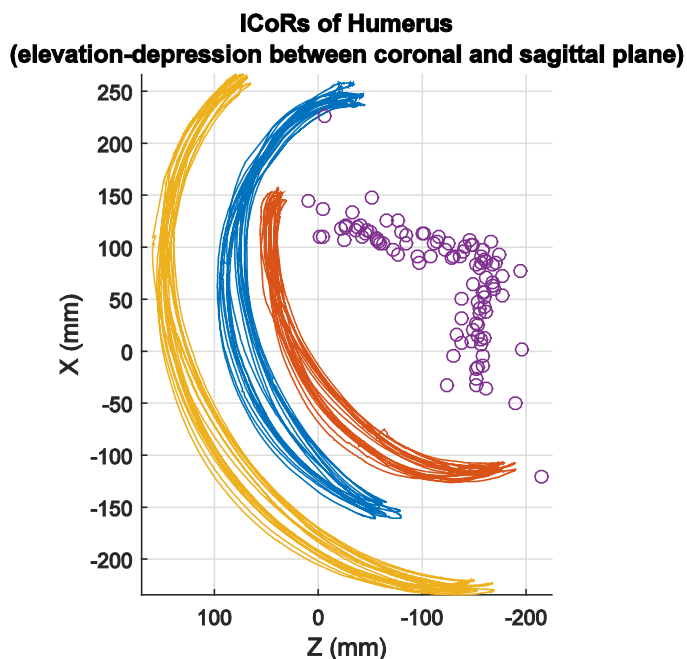


Σχήμα 5-37. Στιγμιαία κέντρα περιστροφής γληνοβραχιόνιας άρθρωσης, κατά την έκταση-προέκταση του βραχίονα.

Παρατηρούμε και σε αυτή την περίπτωση, την ύπαρξη απομονωμένων σημείων (outliers). Η πλειοψηφία του νέφους των στιγμιαίων κέντρων περιστροφής, εντοπίζεται σε μια περιοχή εύρους 15 cm κατά την Z διάσταση και 5 cm κατά την X διάσταση. Ωστόσο, η εικόνα των στιγμιαίων κέντρων περιστροφής κατά την πλάγια απαγωγή-προσαγωγή (Σχ. 5-38) και την άνοδο-κάθοδο (Σχ. 5-39) του βραχίονα, σε ένα επίπεδο μεταξύ του μετωπιαίου (coronal) και του οβελιαίου (sagittal) επιπέδου (Σχ. 2-8 σελ. 16), είναι διαφορετική.

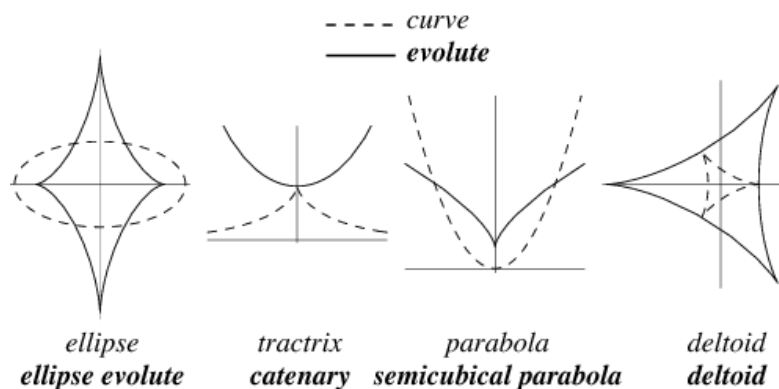


Σχήμα 5-38. Στιγμιαία κέντρα περιστροφής γληνοβραχιόνιας άρθρωσης, κατά την απαγωγή-προσαγωγή του βραχίονα.



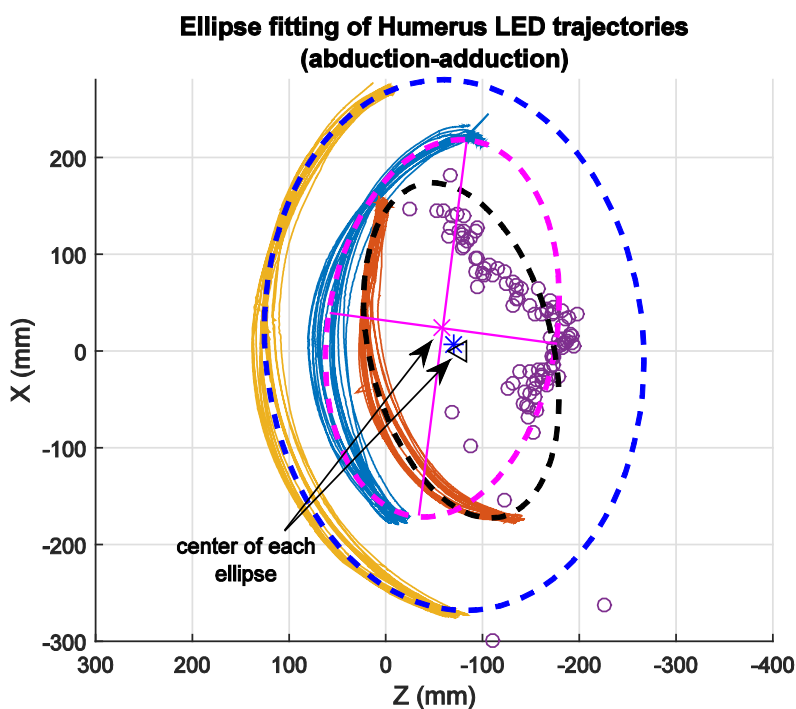
Σχήμα 5-39. Στιγμιαία κέντρα περιστροφής γληνοβραχιόνιας άρθρωσης, κατά την άνοδο-κάθοδο του βραχίονα σε επίπεδο μεταξύ του μετωπιαίου (coronal) και του οβελιαίου (sagittal) επιπέδου.

Η διάταξη των στιγμιαίων κέντρων περιστροφής των Σχ. 5-38 και 5-39, υποδεικνύει ότι οι τροχιές που διέγραψαν τα LED (άρα και ο βραχίονας), ανήκουν σε τμήματα συνεχώς μετατοπιζόμενων κύκλων. Συγκεκριμένα, παραπέμπουν σε εξειλιγμένη (evolute) του κάτω (ή του άνω) τμήματος έλλειψης (Σχ. 5-40), καθώς ο βραχίονας δεν εκτέλεσε πλήρη περιστροφή. Η εξειλιγμένη, είναι κατ' ουσία ο τόπος όλων των κέντρων καμπυλότητας μιας καμπύλης (στην περίπτωση του κύκλου, η εξειλιγμένη είναι απλά ένα σημείο).



Σχήμα 5-40. Εξειλιγμένες συνήθων καμπυλών.

Με την υπόθεση λοιπόν, ότι οι τροχιές είναι τμήματα έλλειψης, στο Σχ. 5-41 παρουσιάζονται οι προσαρμογές αυτών, με τη λογική των ελαχίστων τετραγώνων⁹.



Σχήμα 5-41. Προσαρμογή τροχιών σε ελλείψεις και κέντρα αυτών (πειραματικά δεδομένα απαγωγής-προσαγωγής).

⁹ M. Pili, A. Ftzgibbon, R. B. Fisher, " Direct Least Square Fitting of Ellipses," <http://homepages.inf.ed.ac.uk>. [Online]. Available: http://homepages.inf.ed.ac.uk/rbf/CVonline/LOCAL_COPIES/FISHER/ELLIPFIT/fitellip.m [Accessed: Mar. 7, 2015].

Παρατηρούμε ότι, τα κέντρα των τριών ελλείψεων είναι σχετικά κοντά μεταξύ τους, ωστόσο ο προσανατολισμός των ελλείψεων διαφέρει σημαντικά. Αυτό είναι αναμενόμενο και δε μπορεί να αντισταθμιστεί, καθώς ο αλγόριθμος προσαρμόζει τις ελλείψεις, ξεχωριστά για κάθε σύνολο τροχιών που διέγραψε το αντίστοιχο LED. Τα κέντρα των ελλείψεων είναι κατ' ουσία η τομή των αξόνων της έλλειψης και περικλείονται από την εξελιγμένη (Σχ. 5-40), δηλαδή τα στιγμιαία κέντρα περιστροφής που βρέθηκαν με την μέθοδο των καθέτων.

Υπενθυμίζουμε, ότι κατά την ανύψωση του βραχίονα πέραν των 60° κατά την έκταση και πέραν των 30° κατά την απαγωγή, η ωμοπλάτη αρχίζει να περιστρέφεται προς τα πάνω (ωμοπλατοβραχιόνιος ρυθμός). Επιπλέον, στην περίπτωση της έκτασης, η ωμοπλάτη περιστρέφεται σε επίπεδο σχεδόν κάθετο με το επίπεδο κίνησης του βραχίονα, με αποτέλεσμα να μη μπορεί να αποτυπωθεί ικανοποιητικά, η μεταβολή των στιγμιαίων κέντρων περιστροφής σε όλες τις διαστάσεις. Το γεγονός αυτό πιθανώς να αιτιολογεί τη διαφορά, που παρατηρείται στον τόπο των στιγμιαίων κέντρων περιστροφής κατά την εκτέλεση των άλλων μοτίβων κίνησης.

Λαμβάνοντας υπόψη όσα αναλύθηκαν στο Κεφ. 5, συμπεραίνουμε ότι η μέθοδος των καθέτων στα εφαπτόμενα διανύσματα ταχυτήτων στις τροχιές, είναι ευαίσθητη όταν αυτή εφαρμόζεται σε πειραματικά δεδομένα καταγραφής κίνησης, καθώς δεν προκύπτουν ικανοποιητικά αποτελέσματα. Ακόμη και στην περίπτωση ύπαρξης μικρών αποκλίσεων της θέσης, κατά την καταγραφή της κίνησης από το σύστημα Impulse, τα αποτελέσματα δεν έχουν μεγάλη ακρίβεια (περίπτωση περιστρεφόμενου δίσκου), ενώ στην περίπτωση εκτέλεσης σύνθετων κινήσεων του άνω άκρου χωρίς περιορισμούς, η μέθοδος προσφέρεται για ποιοτικές παρατηρήσεις και όχι για ποσοτική αποτύπωση της τροχιάς των στιγμιαίων κέντρων περιστροφής της άρθρωσης ώμου. Αντιθέτως, σε συνθετικά ακριβή δεδομένα, η μέθοδος κρίνεται επαρκής.

6 Συμπεράσματα και Μελλοντική Εργασία

6.1 Συμπεράσματα

Η παρούσα διπλωματική εργασία εστίασε στην εύρεση της τροχιάς των κέντρων περιστροφής άρθρωσης ώμου, με χρήση οπτο-ηλεκτρονικής μεθόδου καταγραφής της κίνησης. Αρχικά έγινε διερευνητική μελέτη των πιο γνωστών μεθόδων εύρεσης κέντρου περιστροφής της γληνοβραχιόνιας άρθρωσης και αποσαφηνίστηκαν οι προσεγγίσεις δύο ερευνητικών περιοχών, αυτών της εμβιομηχανικής και του σχεδιασμού εξωσκελετικών συστημάτων δυναμικού κέντρου περιστροφής.

Επιπλέον υλοποιήθηκε μια νέα μέθοδος υπολογισμού κέντρων περιστροφής με τη βοήθεια των αλγορίθμων PCA και GCV splines. Για την επαλήθευση της αξιοπιστίας της, σχεδιάστηκε απλοποιημένο μοντέλο της άρθρωσης ώμου στο λογισμικό Solidworks, από το οποίο ελήφθησαν synthetic data μέσω προσομοιώσεων. Για τις μετρήσεις που ελήφθησαν από το σύστημα καταγραφής κίνησης Impulse έγινε ανάλυση προκειμένου να εξακριβωθεί η ύπαρξη θορύβου και κατόπιν εφαρμόστηκε η νέα μέθοδος στο μοντέλο, στο άνω άκρο χεριού και σε περιστρεφόμενο δίσκο 1 β.ε.

Η μέγιστη τροχιά των στιγμιαίων κέντρων περιστροφής της γληνοβραχιόνιας άρθρωσης του ώμου κατά την έκταση-προέκταση του βραχίονα, είναι της τάξης των 15 cm (καθ' ύψος) και 5 cm (κατά μήκος). Τα αποτελέσματα αυτά είναι σε συμφωνία με τη βιβλιογραφία, εάν μάλιστα ληφθούν υπόψη το ύψος και η διάπλαση του υποκειμένου από το οποίο ελήφθησαν οι μετρήσεις. Ωστόσο, δεν μπορούν να κριθούν αξιόπιστα καθώς τα αντίστοιχα αποτελέσματα, που προέκυψαν για άλλα μοτίβα κίνησης (απαγωγή-προσαγωγή, άνοδος-κάθοδος σε ένα ενδιάμεσο του οβελιαίου και μετωπιαίου, επίπεδου), δεν επαληθεύουν αυτή τη μεταβολή στα στιγμιαία κέντρα περιστροφής της άρθρωσης ώμου.

6.2 Μελλοντική Εργασία

Μελλοντική εργασία αποτελεί η υιοθέτηση ενός πρωτοκόλλου ταυτόχρονης επεξεργασίας μυοηλεκτρικών σημάτων και υπολογισμού της τροχιάς στιγμιαίων κέντρων περιστροφής,

καθώς και η μελέτη της δυναμικής της άρθρωσης ώμου με σκοπό την υλοποίηση εξωσκελετικού μηχανισμού προσαρμοζόμενου κέντρου περιστροφής. Ο τελευταίος, θα μπορεί να χρησιμοποιηθεί στην αποκατάσταση ανθρώπων με μυϊκά και κινητικά προβλήματα των άνω άκρων. Ωστόσο, επειδή δεν κατέστη δυνατό να προκύψουν αξιόπιστα αποτελέσματα για την τροχιά των στιγμιαίων κέντρων περιστροφής της άρθρωσης ώμου, με τη μέθοδο που παρουσιάστηκε στην παρούσα διπλωματική εργασία, κρίνεται αναγκαία η υλοποίηση μιας ακριβέστερης μεθόδου. Σημαντικό ρόλο στο νέο αυτό εγχείρημα, έχει η ποιότητα των πειραματικών δεδομένων, κάτι που παρατηρήθηκε στα πλαίσια της παρούσας διπλωματικής. Γι' αυτό το λόγο, καλό θα ήταν να γίνει μια μελέτη πάνω σε αλγόριθμους εκτίμησης και αντιστάθμισης σφαλμάτων κατά τη λήψη δεδομένων, όπως φίλτρο Butterworth, φίλτρο Kalman, spectral analysis κ.α. Τέλος, θα ήταν ενδιαφέρουσα η περαιτέρω μελέτη της τροχιάς των στιγμιαίων κέντρων περιστροφής της άρθρωσης ώμου, σε διαφορετικές συνθήκες κίνησης, όπως στην περίπτωση επιπρόσθετου φορτίου.

Βιβλιογραφία

- [1] A. Cappozzo, F. Catani, A. Leardini, M. G. Benedetti, and U. D. Croce, "Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts," *Clinical Biomechanics*, vol. 11, Mar 1996, pp. 90-100.
- [2] A. Cereatti, V. Camomilla, and A. Cappozzo, "Estimation of the centre of rotation: a methodological contribution," *Journal of Biomechanics*, vol. 37, 2004, pp. 413-416.
- [3] J. H. Challis, "A procedure for determining rigid body transformation parameters," *Journal of biomechanics*, vol. 28, Jun 1995, pp. 733-7.
- [4] E. A. Codman, *The Shoulder: Rupture of the Supraspinatus Tendon and Other Lesions In or About the Subacromial Bursa*. Boston: Thomas Todd Co., 1934.
- [5] J. J. Crisco, 3rd, X. Chen, M. M. Panjabi, and S. W. Wolfe, "Optimal marker placement for calculating the instantaneous center of rotation," *Journal of biomechanics*, vol. 27, Sep 1994, pp. 1183-1187.
- [6] G. Di Giacomo, *Atlas of functional shoulder anatomy*. Milan; New York: Springer, 2008.
- [7] R. M. Ehrig, W. R. Taylor, G. N. Duda, and M. O. Heller, "A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints," *Journal of biomechanics*, vol. 39, 2006, pp. 2798-809.
- [8] J. D. Enderle and J. D. Bronzino, *Introduction to biomedical engineering*. Amsterdam [etc.]: Elsevier Academic Press, 2012.
- [9] S. S. Gamage and J. Lasenby, "New least squares solutions for estimating the average centre of rotation and the axis of rotation," *Journal of biomechanics*, vol. 35, 2002, pp. 87-93.
- [10] K. Halvorsen, M. Lesser, and A. Lundberg, "A new method for estimating the axis of rotation and the center of rotation," *Journal of biomechanics*, vol. 32, 1999, pp. 1221-7.
- [11] K. Halvorsen, "Bias compensated least squares estimate of the center of rotation," *Journal of Biomechanics*, vol. 36, 2003, pp. 999-1008.

-
- [12] H. Hatze, "Letter: The meaning of the term "biomechanics"," *Journal of Biomechanics*, vol. 7, 1974, pp. 189-190.
- [13] V. T. Inman, J. B. deC. M. Saunders, and L. C. Abbott, "Observations of the Function of the Shoulder Joint.," *The Journal of Bone & Joint Surgery*, vol. 26, 1944, pp. 1-30.
- [14] K. Kiguchi, K. Kado, and Y. Hayashi, "Design of a 7DOF upper-limb power-assist exoskeleton robot with moving shoulder joint mechanism," *2011 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, 2011, pp. 2937-2942.
- [15] M. Lempereur, F. Leboeuf, S. Brochard, J. Rousset, V. Burdin, and O. Remy-Neris, "In vivo estimation of the glenohumeral joint centre by functional methods: accuracy and repeatability assessment," *Journal of biomechanics*, vol. 43, 2010, pp. 370-4.
- [16] M. Lempereur, S. Brochard, and O. Remy-Neris, "Repeatability assessment of functional methods to estimate the glenohumeral joint centre," *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, vol. 16, 2013, pp. 6-11.
- [17] L. Mündermann, S. Corazza, and T. P. Andriacchi, "The evolution of methods for the capture of human movement leading to markerless motion capture for biomechanical applications.," *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 3, 2006, p. 6.
- [18] C. G. Meskers, F. C. van der Helm, L. A. Rozendaal, and P. M. Rozing, "In vivo estimation of the glenohumeral joint rotation center from scapular bony landmarks by linear regression," *Journal of biomechanics*, vol. 31, 1998, pp. 93-6.
- [19] T. Monnet, E. Desailly, M. Begon, C. Vallee, and P. Lacouture, "Comparison of the SCoRE and HA methods for locating in vivo the glenohumeral joint centre," *Journal of biomechanics*, vol. 40, 2007, pp. 3487-92.
- [20] T. Nef, M. Guidali, and R. Riener, "ARMin III - arm therapy exoskeleton with an ergonomic shoulder actuation," *Applied Bionics and Biomechanics*, vol. 6, 2009, pp. 127-142.
- [21] D. A. Neumann, *Kinesiology of the musculoskeletal system : foundations for physical rehabilitation*. St. Louis: Mosby, 2002.
- [22] M. M. Panjabi, "Centers and angles of rotation of body joints: a study of errors and optimization," *Journal of biomechanics*, vol. 12, 1979, pp. 911-20.
- [23] E. Papadopoulos and G. Patsianis, "Design of an Exoskeleton Mechanism for the Shoulder Joint," *Proc. Twelfth World Congr. in Mechanism and Machine Science*, 2007.
- [24] N. K. Poppen and P. S. Walker, "Normal and abnormal motion of the shoulder," *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, vol. 58, 1976, pp. 195-201.

- [25] F. Reuleaux, *The kinematics of machinery : outlines of a theory of machines*. New York: Dover Publications, 1963. (Original work published 1875).
- [26] C. A. Rockwood, *The shoulder*. Philadelphia, PA: Saunders/Elsevier, 2009.
- [27] D. Ruppert, M. P. Wand, and R. J. Carroll, *Semiparametric regression*. Cambridge: Cambridge University Press, 2010.
- [28] J. Shlens, "A tutorial on principal component analysis," 2005.
- [29] T. Trumble, *Core knowledge in orthopaedics: hand, elbow and shoulder*. St. Louis, Mo.; London: Mosby, 2006.
- [30] S. T. Tumer and A. E. Engin, "Three-dimensional kinematic modelling of the human shoulder complex—Part II: Mathematical modelling and solution via optimization," *Journal of biomechanical engineering*, vol. 111, 1989, pp. 113-121.
- [31] F. C. T. Van der Helm, H. E. Veeger, G. M. Pronk, L. H. Van der Woude, and R. H. Rozendal, "Geometry parameters for musculoskeletal modelling of the shoulder system," *Journal of biomechanics*, vol. 25, Feb 1992, pp. 129-44.
- [32] F. C. T. van der Helm and G. M. Pronk, "Three-Dimensional Recording and Description of Motions of the Shoulder Mechanism," *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 117, Feb 1995, pp. 27-40.
- [33] H. J. Woltring, "A Fortran package for generalized, cross-validatory spline smoothing and differentiation," *Advances in Engineering Software (1978)*, vol. 8, 1986, pp. 104-113.
- [34] G. Wu, F. C. T. van der Helm, H. E. J. Veeger, M. Makhsous, P. Van Roy, C. Anglin, *et al.*, "ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand," *Journal of Biomechanics*, vol. 38, 2005, pp. 981-992.
- [35] H. Yan, C. Yang, Y. Zhang, and Y. Wang, "Design and Validation of a Compatible 3-Degrees of Freedom Shoulder Exoskeleton With an Adaptive Center of Rotation," *Journal of Mechanical Design*, vol. 136, 2014, p. 071006.
- [36] Η. Γοναλάκης, "Υλοποίηση Πειραματικών Εφαρμογών Καταγραφής και Ανάλυσης Κίνησης Σώματος στο Χώρο σε Πραγματικό Χρόνο μέσω Οπτικού Συστήματος," Διπλωματική Εργασία, Σχολή Μηχανολόγων Μηχανικών, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, Αθήνα, 2009.
- [37] Γ. Πατσιάνης, "Ανάλυση και Σχεδιασμός Εξωσκελετικού Συστήματος Δύο Βαθμών Ελευθερίας για την Πλάγια και Πρόσθια Απαγωγή," Διπλωματική Εργασία, Σχολή Μηχανολόγων Μηχανικών, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, Αθήνα, 2006.
- [38] Σ.Ε. Σιμόπουλος, *Μετρήσεις Τεχνικών Μεγεθών*. Αθήνα, 1979.